

Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2007

Hannu Järvinen (toim.)

Tässä raporttisarjassa esitetyt johtopäätökset ovat tekijöiden johtopäätöksiä, eivätkä ne välttämättä edusta Säteilyturvakeskuksen virallista kantaa.

ISBN 978-952-478-199-2 (nid.)

ISBN 978-952-478-200-5 (pdf)

ISSN 1458-8277

Edita Prima Oy, Helsinki, 2007

Myynti:

STUK – Säteilyturvakeskus

PL14, 00881 Helsinki

Puh. (09) 759 881

Faksi (09) 7598 8500

JÄRVINEN Hannu (toim.). Säteilyturvallisuus ja laatu röntgendiagnostiikassa 2007. STUK-C6. Helsinki 2007. 50 s.

Avainsanat säteilyturvallisuus, röntgendiagnostiikka, laadunvarmistus, laadunvalvonta, potilaan säteilyaltistus, vertailutasot, optimointi, digitaalinen kuvantaminen, tietokonetomografia, lasten röntgentutkimukset, hyvän kuvan kriteerit

Johdanto

Säteilyturvakeskuksen (STUK) järjestämässä seminaarissa, jonka luentolyhennelmät on koottu tähän julkaisuun, käsitellään potilaan säteilyturvallisuuden ja röntgendiagnostiikan laadun kannalta keskeisiä toimenpiteitä, vaatimuksia ja ohjeita.

Radiologisten laitteiden ja menetelmien nopea kehitys ja erityisesti digitaaliseen tekniikkaan siirtyminen ovat lisänneet röntgentutkimusten optimoinnin ja laadunvalvonnan merkitystä. Seminaarissa tarkastellaan tähän kuuluvia peruskäsitteitä. Teknisen laadunvalvonnan ohella tarkastellaan myös laadunvalvonnan klinisiä tavoitteita. Yksi tärkeä peruskäsite, jonka käyttöä ei vielä täysin hallita, on potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot. Vertailutasot eivät ole annosrajoituksia yksittäisille potilaille eivätkä tarkoita optimaalisia annoksia, mutta niiden avulla voidaan tunnistaa tutkimukset, joissa annostasot voivat olla tarpeettoman suuria ja jolloin paikallisten käytäntöjen tarkempi tarkastelu on paikallaan.

STUKin tehtäväksi on säädetty koota ja julkaista valtakunnalliset arviot säteilyn lääketieteellisestä käytöstä aiheutuvista säteilyaltistuksista ja niiden kehittymisestä. STUK on selvittänyt tutkimusmäärät vuonna 2005 radiologista tutkimus- ja toimenpideluokitusta käyttäen. Selvityksen mukaan Suomessa tehtiin vuonna 2005 hieman alle 3,9 miljoonaa röntgentutkimusta, joka on hiukan vähemmän kuin vuonna 2000 (4,1 miljoonaa) ja väkilukuun suhteutettuna melko lähellä kehittyneiden maiden keskiarvoa. Jotkut tutkimukset ovat vähentyneet, jotkut lisääntyneet: muun muassa natiiviröntgentutkimukset ovat vähentyneet noin 7 %, kun taas TT-tutkimukset ovat lisääntyneet 30 % ja toimenpiteet 27 %. Seminaarissa tarkastellaan STUKin selvityksen tuloksia ja sen perusteella tehtyjä toimenpiteitä röntgentutkimuksista väestölle aiheutuvan säteilyannoksen arvioimiseksi. Erityisesti tarkastellaan efektiivisen annoksen laskentaa.

Tietokonetomografiatutkimusten määrä on jatkuvasti lisääntynyt ja niistä arvioidaan aiheutuvan nykyisin jo lähes puolet kaikista röntgentutkimuksista potilaille aiheutuvasta kollektiivisesta annoksesta. STUK on julkaissut tieto-

konetomografian optimointia ja laadunvalvontaa koskevan raportin, jonka mukaan monileikelaitteiden käyttöönotto on lisännyt potilaan säteilyaltistusta useissa TT-tutkimuksissa. Raportin pohjalta on päivitetty aikuisten TT-tutkimuksille annetut potilasannosten vertailutasot. Seminaarissa tarkastellaan TT-laitteiden laadunvalvonnan ohella TT-tutkimusten potilasannoksia ja uusia vertailutasoja.

Siirtyminen digitaaliseen tekniikkaan röntgenkuvantamisessa edellyttää aivan uudenlaista optimointia ja laadunvalvontaa. Valvontaviranomaisen (STUK) tehtävänä on antaa laitteiden käytönaikaiset hyväksyttävyysskriteerit, jotka toistaiseksi on annettu röntgenlaitteille ja perinteisille kuvailmaisimille. Digitaalisille kuvailmaisimille ja kuvamonitoreille hyväksyttävyysskriteerit ovat parhaillaan valmisteilla. Laitteiden teknistä laadunvalvontaa varten on valmisteilla STUK tiedottaa -sarjan julkaisu, jossa tullaan antamaan ohjeistusta myös digitaalisten kuvareseptorien ja kuvamonitorien laadunvalvonnasta. Oppaassa laadunvalvontatestit ryhmitellään käyttäjien testeihin eli laitteiden käyttöhenkilökunnan (pääasiassa röntgenhoitajien) helposti tehtävissä oleviin, suhteellisen usein tarvittaviin testeihin, ja teknisiin testeihin, jotka edellyttävät teknistä erityisosaamista, sovellutusohjelmaa tai erityisvälineitä, ja joita tarvitaan yleensä harvemmin. Oppaan valmistelutyön pohjalta seminaarissa tarkastellaan erityisesti niitä laadunvalvontamenetelmiä, jotka pääsääntöisesti soveltuvat laitteiden käyttäjien tehtäviksi.

Lasten röntgentutkimuksia koskevat hyvät käytännöt koottiin lasten radiologien työryhmän avulla ja julkaistiin vuonna 2005 STUK tiedottaa -sarjan raporttina. Viime vuonna työtä jatkettiin määrittelemällä hyvän kuvan kriteerit lasten röntgentutkimuksissa. Seminaarissa käsitellään tämän yhteistyön tuloksena syntynyttä uutta raporttia.

Seminaarin muina aiheina käsitellään mm. natiiviröntgentutkimuksesta aiheutuneen potilasannoksen määrittämistä (seminaarin työpajassa), ammatillisen säteilyaltistuksen terveysvaikutuksia ja henkilökunnan efektiivisiä annoksia toimenpideradiologiassa.

Tässä seminaariraportissa ei ole luentolyhennelmää niistä seminaarin teemoista, jotka perustuvat suoraan muihin STUKin julkaisuihin.

Sisällysluettelo

Johdanto	3
PERUSKÄSITTEITÄ	
Röntgentutkimusten optimointi Pentti Lohela	7
Röntgentutkimusten optimointi Seija Raatikainen	10
Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot Päivi Laarne	13
RÖNTGENTUTKIMUKSET JA POTILASANNOKSET	
Efektiivisen annoksen laskenta PCXMC-ohjelmalla Markku Tapiovaara	18
Selvitys röntgentutkimusten efektiivisistä annoksista Aino Tietäväinen	23
TT-tutkimusten efektiivinen annos Katja Nieminen	27
TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUSTEN POTILASANNOKSET, OPTIMOINTI JA LAADUNVALVONTA	
TT-laitteiden tekninen laadunvarmistus Yvonne Schenkel, Mika Kortnesniemi	31
RÖNTGENTUTKIMUSTEN LAADUNVALVONTA	
Laadunvalvonnan kliiniset tavoitteet Annikka Nikkola-Sihto	35
Käyttäjien suorittamat laadunvalvontatestit Pia Muotio	41

MUUTA AJANKOHTAISTA

Ammatillisen säteilyaltistuksen terveysvaikutukset Anssi Auvinen	45
Henkilökunnan efektiiviset annokset toimenpideradiologiassa: kuinka dosimetrin lukema tulisi tulkita? Teemu Siiskonen	48

PERUSKÄSITTEITÄ

Röntgentutkimusten optimointi

Pentti Lohela

Kanta-Hämeen keskussairaala

Radiologin rooli säteilyturvallisuuden ja laadun optimoimisessa kohdistuu koko kuvantamisketjuun.

Röntgenylilääkärien, toimiala-, tulosalue- sekä liikelaitosten johtajina toimivien radiologien tehtävänä on hankkia kliinistä kysyntää vastaava röntgen-, magneetti- ja ultraäänitutkimuskapasiteetti. Tarvittaessa on käytettävä ulkopuolista palveluntarjoajaa ja verkkoradiologian lausuntopalveluja oman toiminnan tukena ainakin kuormitushuippuja tasaamaan. Säteilylaki- ja asetus eivät tunne käsitettä resurssipula.

Laitehankinnassa eräänä kilpailutusparametrina tulee kiinnittää huomiota hankittavan laitteen säteilyturvallisuusominaisuuksiin. Sairaala-fyysikon asiantuntemus laitehankintatyöryhmässä ja laitteen käyttöönotossa on oleellinen. Radiologi, röntgenhoitaja, sairaalafyysikko ja sairaalatekniikan edustaja tekevät yhteistyönä esityksen parhaiten kyseiseen toimintaympäristöön sopivasta laitteesta. Kliinikon kuuleminen laitehankkeissa on ensiarvoisen tärkeää.

Kliinis-radiologisissa palavereissa käydään läpi erilaisia tutkimuskohteita ja keskustellaan parhaiten kliiniseen ongelmaan soveltuvasta kuvantamismenetelmästä. Aiotun sädetutkimuksen laatua parantaa merkittävästi, jos lähetteet on ehditty lukea etukäteen jo edellisenä päivänä ja vanhat tutkimukset on käyty läpi. Tarvittaessa kliinikon kanssa neuvotellen muutetaan kuvantametodia optimaaliseksi. Samalla saadaan käsitys potilaan aiemmasta sädeannoksesta. Suunnitellun tietokonetomografiatutkimuksen aiheuttama sädeannos voidaan etukäteen simuloida ja kohdistaa etenkin kontrollitutkimukset paremmin.

Rankatutkimuksissa on syytä pyrkiä ainakin nuorten henkilöiden kohdalla primaaristi magneettikuvaukseen ja vasta sen yhteydessä harkitaan tarvitaanko rangan röntgen- tai TT-tutkimusta ollenkaan. Rankatraumoissa natiivirankakuvat ovat edelleen käyttökelpoisia vaikka monileike-TT syrjäyttääkin ne usein. Murtuman seurannassa natiivikuva on tarpeen.

Natiivivatsatutkimuksen diagnostinen arvo on siinä määrin huono, että radiologi korvaisi sen herkästi soveltuvien osin ultraääni- tai tietokonetomografiatutkimuksella (TT), jos kuvantamiseen on ollenkaan aihetta ryhtyä. Scout- eli topografiakuvasta saadaan jo käsitys onko kyseessä suolitukos. TT paljastaa

natiivikuvausta herkemmin myös perforaation, sen lokalisaation ja usein myös suolitukoksen syyn sekä toteaa virtsatiekivet, niiden koon ja sijainnin. TT:llä appendiciittikin on usein osoitettavissa, vaikka ko. diagnoosi onkin kliininen eikä sen osoittamiseen kuvantamista tarvita. Matala-annosprotokollat ovat vaihtoehtona, kun hyväksytään riittävän hyvä kuvanlaatu eikä pyritä maksimaaliseen erotuskykyyn.

Erityisesti lasten TT-tutkimusten indikaatiot on harkittava tarkkaan [1]. Lapsi ehtii kerätä elämänsä aikana säteilysaldoa enemmän kuin aikaisemmat sukupolvet. On huomioitava lapsen koko, kuvausalueen rajausta, leikepaksuus, TT-pöydän liikenopeus, rintarauhashusten suojaus. Käytetään automaattista regionaalista sädeannoksen modulointia ja harkitaan onko natiivi-TT-tutkimus tarpeen mikäli varjoainetehostus annetaan joka tapauksessa. Harkitaan myös voiko tutkimuksen korvata magneetti- tai ultraäänikuvauksella tai isotooppi-tutkimuksella.

Ultraäänitutkimus on hyvä ensitutkimus munuais kivien ja hydroneerfoosin sekä ureter-rakkorajan kivien osoittamisessa vaikka poissulku-diagnostiikkaan ei päästäisikään. Ultraäänitutkimus on tulossa myös suolistodiagnostiikkaan: tulehdukselliset suolistosairaudet, invaginaatio, appendicitis (noin 60–85 %:n sensitiivisyys), ja osa suolisto-tuumoreista ovat hyviä kohteita perinteisen vatsan ultraäänitutkimuksen lisäksi.

Monileike- TT- ja MRI-enterografia, virtuaalinen colonoskopia ovat korvaamassa perinteiset suoliston varjoainetutkimukset. Postoperatiiviset komplikaatiot, mm. anastomoosien peittäminen näkyvät TT:llä erinomaisesti verrattuna pitkiä läpivalaisuaikoja tai monia eksponointeja vaativiin suoliston läpikulku-kuvauksiin. Keuhkojen matala-annos-TT on antanut lupaavia tuloksia asbestoosisairauksien ja varhaisvaiheen keuhkosyövän diagnostiikassa [7].

Läpivalaisututkimuksissa laitteen käytön hyvä tekninen hallinta ja pulssatun läpivalaisun käyttö vähentävät sädeannosta merkittävästi. Läpivalaisu-tutkimus voidaan tallentaa digitaalisena, jolloin eksponointeja ei välttämättä tarvita ollenkaan. Lasten miktiozystografioissa ja nielun funktiotutkimuksissa on näin saavuttu jopa 50 %:n sädeannoksen vähentyminen [5].

Natiivikuvaukset ovat radiologian päätuote. Perinteinen thorax-kuvaus on sädeannokseltaan pieni mutta kohdistuu suureen joukkoon potilaita [3]. Natiivikuvien laadunvalvonta on tärkeä osa jokapäiväistä työtä.

Luuston gammakuvaus on ensisijainen tutkimus epäiltäessä luustometastasointia [8]. Mammografiakuvien laatu on digitalisoinnin myötä noussut esiin ja seulontojen hyödyistä on käyty keskustelua. Seulonnat eivät näytä nostavan korkean syöpäriskin potilaiden rintasyöpäriskiä [4].

Radiologi toimii aktiivisesti myös teknisen laadunvalvontatiimin jäsenenä. Kliinikoille tulisi antaa konsultaatioapua oikean kuvankatselu ympäristön

toteuttamisessa esimerkiksi osastoilla, poliklinikoilla ja erityisesti ensiapu- ja teho-osastoilla. Kliinisen auditoinnin toinen vaihe on käynnistynyt. Painopistealueina ovat mm. itsearvioinnin toteuttaminen, säteilysuojelukoulutuksen toteutumisen seuranta ja lähettämissuosituksien. Viimeksi mainitussa kriteereinä voidaan käyttää STM:n kiireettömän hoidon suosituksia ja EU:n Säteily-suojelu 118-raporttia.

Säteilynkäytön optimointi on ryhmätyötä, jossa radiologi toimii monialaisen tiimin jäsenenä vaikuttaen omalta osaltaan oikean, laadukkaan ja mahdollisimman sädeturvallisen tai kokonaan säderiskittömän kuvantamennäytelmän valintaan [2,6].

Kirjallisuutta

1. Frush DP, Lane F, Rosen NS, Rosen D. Computed Tomography and Radiation Risks: What Pediatric Health Care Providers Should Know. *Pediatrics* 2003; 112; 951–957.
2. Paile W. (toim.). Säteilyn terveysvaikutukset. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2002.
3. Järvenpää R, Laasonen K, Saarelainen S, Soimakallio S. Milloin röntgenkuvaus riittää keuhkosairauksien diagnostiikassa? *Duodecim* 2006; 47; 20; 2517.
4. Narod SA, Lubinski J, Ghadirian P et. al. Screening mammography and risk of breast cancer in BRCA1 and BRCA2 mutation carriers: a case-control study. *Lancet Oncol.* 2006; 7: 402–6.
5. Ward WL. Patient dose reduction during voiding cystourethrography. *Pediatr Radiol.* 2006; 36 (Suppl 2); 168–172.
6. Alanen A, Kulmala J. Aiheutanko potilaalle riskin röntgentutkimuksilla? *Duodecim* 2005; 121(14): 1493–4.
7. Vehmas T, Jahkola A, Huuskonen MS. Säpsähdyttävästä säteilystä. *Duodecim.* 2005; 121(3): 328.
8. Love C. et al. Radionuclide Bone Imaging: An Illustrative Review. *Radio-graphics* 2003; 23: 341–358.

PERUSKÄSITTEITÄ

Röntgentutkimusten optimointi

Seija Raatikainen

Kanta-Hämeen keskussairaala

Yksi säteilysuojelun kolmesta perusperiaatteesta on optimointikäsite. Säteilyaltistus on pidettävä niin vähäisenä kuin käytännöllisin toimin on mahdollista (as low as reasonable achievable ALARA). Röntgendiagnostiikassa potilaan säteilyturvallisuuden osalta tavoitteena on riittävän kuvan laadun saavuttaminen siten, että potilaan säteilyaltistus on mahdollisimman pieni. Optimointiperiaatteen mahdollistavia tekijöitä ovat mm. seuraavat osatekijät:

1. Ammattitaitoinen henkilökunta

On varmistettava, että röntgensäteiden kanssa työskentelevät henkilöt ovat saaneet asianmukaisen koulutuksen (röntgenhoitajat, radiologit, kardiologit ja muut säteilyä käyttävät ammattihenkilöt). Heidän on tiedettävä hyvän lähteen merkitys ja vertailukuvien tärkeys. Kliinikoilla on oltava myös riittävä tietämys pyytamiensä toimenpiteiden aiheuttamasta säteilyaltistuksesta. Kaikilla tulee olla viimeisin tieto-taito ja osaaminen röntgensäteiden käytöstä. Uusilla, alalle valmistuneilla tämä tieto on helpommin hallinnassa, mutta haasteena on ylläpitää myös 10–30 vuotta sitten valmistuneiden ja edelleen aktiivisesti työelämässä mukana olevien osaamista. Heidän tietojensa ajantasaistaminen tämän päivän tietotekniikkatasolle on jäänyt usein vain laitetoimittajien antaman käyttökoulutuksen varaan. Tarvittaisiin viikon verran perus- ja lisäkoulutusta uusista menetelmistä ja tekniikoista hieman syventävästi ja laaja-alaisemminkin.

2. Potilas

Potilaan osuus hyvän kuvan synnyssä on erittäin tärkeä. Liikkumattomuus kuvaushetkellä on edelleen digikuvauksessakin ehdoton vaatimus, jotta vältetään uusintakuvausilta. Potilaan kiireetön kohtaaminen ja yhteistyö kuvauksessa on osa optimoitua kuvaa ja vähentää säderasitusta uusintakuvaustarpeen vähetessä.

3. Säteilysuojat

”Vanhat” opit säteilysuojainten käytöstä ovat edelleen voimassa tarkasteltaessa kuvaustapahtuman optimointia kokonaisuutena. Säteilysuojainten käyttö on edelleen tärkeää etenkin lapsia ja sukukypsässä iässä olevia asiakkaita tutkittaessa. Monessa paikassa asiasta on laadittukin työpaikan yhteiset ohjeet miten suositellaan meneteltävän eri tutkimuksissa. TT-tutkimusten määrän lisäilyssä on alettu kiinnittää huomiota entistä enemmän säteilysuojainten käyttöön myös näissä tutkimuksissa. Kuvakentän tarkka rajausta kuvaustilanteessa parantaa kuvan laatua ja pienentää primaarisäteilyn aluetta ollen näin myös osa optimointia.

4. Laitteet/apuvälineet

Laitteiden laadunvalvonnan ohella niiden oikea käyttö ja niiden kaikkien ominaisuuksien hyödyntäminen on tärkeä koulutuksen kohde. Sen tieto-taito-osaamisen avulla pystytään optimoimaan säderasitus mahdollisimman pieneksi ja saamaan laadukkaita röntgenkuvia. Tässä on tärkeä rooli laitetoimittajan antamalla käyttökoulutuksella ja syventävällä lisäkoulutuksella, saadaan se sitten mistä tahansa.

Oikean kuvausetäisyyden ja fokuskoon merkitys kannattaa edelleen muistaa myös digikuvantamisessa. Hilan käytön periaatteet ovat samat kuin ”vanhoissakin” menetelmissä. Hilan käyttö lisää säderasitusta, mutta parantaa huomattavasti kuvan laatua etenkin paksuissa kohteissa. Suoradigilaitteilla kuvattaessa on hilan käytön suhteen oltava tarkka ja huolellinen.

Digikuvantamisessakin suositellaan erilaisten kiilojen käyttöä parantamaan kuvan laatua. Ne ehkä lisäävät hieman säderasitusta (?), mutta jos saat yhdellä otoksella hyvän kuvan kiilan avulla (esim. läpiammuttu lonkka), säderasitus onkin pienempi!

5. Yhteistyö

Digiteknikka/-laitteet tuovat entistä tärkeämpänä esille yhteistyön merkityksen radiologin, fyysikon, röntgenhoitajan ja klinikon välillä.

Yhteistyössä tulisi määrittää:

- optimiarvot eri kuvauslaitteissa (suodatus, jännite (kV), sähkömäärä (mAs))
- hilan käyttö (lapset)
- säteilysuojainten käyttö
- projektiot

- palaute (radiologit, klinikot)
- koulutus
- tekninen laadunvalvonta.

Korkeatasoisten, laadukkaiden röntgenkuvien aikaansaaminen mahdollisimman pienellä säderasituksella on haaste. Se vaatii oikeaa asennetta työhön ja tervettä kykyä tarkastella työnsä tuloksia kriittisesti ja ottaa myös palautetta työn tuloksista.

Viitekirjallisuus

1. Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä (423/200).
2. Säteilylaki 592/91.
3. Säteilyturvallisuus röntgentutkimuksissa. STUK tiedottaa 1/91. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 1991.

PERUSKÄSITTEITÄ

Potilaan säteilyaltistuksen vertailutasot

Päivi Laarne

PSHP, Alueellinen kuvantamiskeskus

Johdanto

Sosiaali- ja terveysministeriön asetuksessa 423/2000 vertailutaso määritellään ”etukäteen määritellyksi röntgentutkimuksen säteilyannostasoksi tai isotooppitutkimuksen aktiivisuustasoksi, jonka ei oleteta ylittyvän normaalikokoiselle potilaalle hyvän käytännön mukaan tehdyssä toimenpiteessä”. Asetuksen 9 §:ssä esitetään optimoinnin perusteena ja tarpeettoman säteilyaltistuksen välttämiseksi mm. tutkimusten suorittamista *riittävän* diagnostisen tiedon tuottavina sekä potilasannosten määrittämistä. Säteilylaissa (592/1991) säädettyjä säteilyaltistuksen enimmäisarvoja ei kuitenkaan sovelleta tutkittavan tai hoidettavan henkilön saamaan säteilyaltistukseen, mutta tutkimuksen on oltava lääketieteellisesti oikeutettu ja säteilyaltistus on rajoitettava siihen määrään, jota on pidettävä välttämättömänä tarkoitetun tutkimus- tai hoitotuloksen saavuttamiseksi. Yllä olevat määritelmät huomioiden kansallisesti viranomaisohjeina (Suomessa Säteilyturvakeskus STUK) annettavat röntgentutkimusten vertailutasot **eivät** siis

- ole annosrajoitus tai yksittäisen potilaan annokseen soveltuva vertailumenetelmä
- osoita optimaalista annostasoa, kuvaustekniikkaa tai riittävää kuvanlaatua,

mutta niiden avulla voidaan tunnistaa ne tutkimukset, joissa mahdollisesti käytetään tarpeettoman paljon ionisoivaa säteilyä.

Vertailutasojen käyttö

Oman työyksikön tutkimuslaitekohtaisia säteilyannoksia tulee mitata tai arvioida laskennallisesti, verrata vertailutasoihin sekä niiden toistuvasti ylityessä selvittää ylitysten syyt ja toimittava keskimääräisen potilasannoksen pienentämiseksi [1]. Potilasannokset määritetään

- vähintään kolmen vuoden välein jokaisella tutkimustelineellä tehtäville yleisimmille tutkimuksille, joille vertailutaso on annettu

- aina tutkimuskäytännön muuttuessa
- aina laitteen säteilytuottoon vaikuttavan huollon jälkeen.

Vuosittain tulee kuitenkin varmistaa, että kuvanlaatu ja kuvausparametrit pysyvät ennallaan edellä mainituissa tutkimuksissa. Toisaalta omien potilasnosten tunteminen on osa optimointiprosessia yhdessä kuvanlaadun arvioinnin kanssa ja niitä tulee tarkastella esimerkiksi toiminnan itsearvioinnin puitteissa.

STUK on antanut vertailutasot päätöksinä yleisimpiin aikuisten natiivi-, tietokonetomografia (TT)- ja kardiologisiin röntgentutkimuksiin sekä lasten thorax-, sinus- ja miktiozystografiatutkimuksiin [2]. Vertailutasot on annettu eri tutkimuksille joko kiinteänä numeroarvona tai vertailukäyränä soveltuvia annossuureita käyttäen. Perusradiologiassa näitä annossuureita ovat

- pinta-annos (*ESD*, entrance surface dose, yksikkö [mGy])
- annoksen ja pinta-alan tulo (*DAP*, dose area product, [$\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$]).

TT-tutkimuksissa käytetyt annossuureet ovat

- TT-annoksen tilavuuskeskiarvo (*MSAD_w*, *weighted multiple scan average dose*) [mGy] [3], jolle kirjallisuudessa käytetään myös merkintää *CTDI_{vol}* (*CTDI_{vol}* voidaan laskea painotetusta TT-annosindeksistä, *CTDI_w*, computer tomography dose index [3]).
- annoksen ja pituuden tulo (*DLP_w*, dose length product, [mGy · cm]).

Läpivalaisu- ja kardiologisissa tutkimuksissa suureina käytetään

- annoksen ja pinta-alan tuloa (*DAP*, [$\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$])
- läpivalaisu-aikaa ([min]).

Keskimääräisen potilasannoksen laskennassa potilasotannan määrittely vaihtelee tutkimuksen mukaan. Aikuisten natiivikuvauksissa keskiarvo lasketaan vähintään kymmenen normaalipainoisen (55–85 kg) potilaan annoksista, kun taas mammografiatutkimusten otannassa puristetun rinnan paksuuden tulee olla 4–6 cm. Lasten tutkimuksissa otanta perustuu joko ikään (sinus, miktio) tai potilaan paksuuteen (thorax). Keskiarvon laskentaan otetaan mukaan normaalin käytännön mukaisesti sujuneet tutkimukset. Kardiologisissa röntgentutkimuksissa annosvaihtelu potilaiden välillä on suurta, joten keskiarvokin lasketaan sadan peräkkäisen potilaan annoksista. Aikuisten natiivi- ja TT-tutkimuksissa annosmäärittelyssä on mahdollista käyttää myös asianmukaista fantomia [4].

Yksinkertaisinta potilasannoksen määrittäminen on, jos laitteessa on annosnäyttö. Tätä edellytetään uusilta käyttöönotettavilta laitteilta ([1]: 31 §). Natiivikuvauksissa annoksen määrittämiseen voidaan käyttää myös itsenäistä

DAP-mittaria. Annosnäytön oikeellisuuteen on syytä kiinnittää huomiota jo laitteen vastaanottotarkastuksessa ja annosmittari tulee kalibroida virallisesti vähintään viiden vuoden välein sekä kiinnittää huomiota sen toimintakuntoon [4]. Annosnäytön tai -mittarin puuttuessa voidaan käyttää laskennallisia menetelmiä joko laitteen säteilytuottomittauksiin tai taulukoituihin arvoihin [5] perustuen. Otanta voidaan toteuttaa kirjaamalla laskentaan tarvittavat tiedot tutkimustilanteesta (esim. natiivikuvauksissa painon kirjaaminen ei ole yleensä rutiinia) tai poimimalla tehdyistä tutkimuksista jälkikäteen (esim. mammografiassa tarvittavat tiedot voidaan saada filmiltä tai digikuvan otsikkotiedoista).

Toimipaikka voi myös itse määritellä tutkimuksilleen vertailutasot oman laaduntarkkailunsa tarpeisiin, jos niitä ei ole annettu viranomaisten toimesta (esim. monet ortopediset tutkimukset).

Pohdintaa

Vertailutasot ovat siis viranomaisten kansallisella tasolla asettamia annosarvoja, joihin omia röntgenlaitekohtaisia keskimääräisiä potilasannoksia verrataan. Vertailutasot määritetään tyypillisesti siten, että tutkimuksista kerätään kattava annosotanta ja vertailutaso asetetaan vastaamaan sitä annosta, jonka alapuolelle jää 75 % annosjakauman tapauksista. Täten jo lähtökohtaisesti 25 % tutkimuspaikoista joutuu pohtimaan keinoja alentaa potilasannoksiaan.

Vertailutasojen tietty rajoite on, että niissä yhdellä numerolla ei voida kuvata koko tutkimustekniikkaa eli ne eivät yksinään yksiselitteisesti kerro tutkimuksen hyvydestä tahi huonoudesta; tähän arviointiin täytyy aina yhdistää myös kuvanlaadun arviointi. Suomessa käytössä olevat röntgentutkimuslaitteet edustavat monenikäistä ja monella eri tekniikalla toteutettua laitekantaa. Uusilla suoradigitaalilaitteilla ei ole mahdotonta päästä tehdasprotokollilakaan reilusti alle nykyisten vertailutasojen. Tämä vaatii käyttäjiltä valppautta kuitenkin toteuttaa ALARA-periaatetta edelleen – voidaanko annoksesta vieläkin tinkiä kuvanlaadun kärsimättä. Toisaalta vanhemmissa laitteissa esim. lisäsuodatuksen käyttöä ei ole mahdollista toteuttaa kuin kiinteän suodatuksen lisäyksellä tai kuvausetäisyyden kasvattaminen ei yksinkertaisesti onnistu, jos kuvaustekniikkaan tarvitaan muutoksia annoksen pienentämiseksi. Tulevaisuudessa voisi olettaa, että vertailutasoja tarkistettaessa osa niistä tulee joka tapauksessa laskemaan sekä laitekannan uusiutumisen että myös kuvaustekniikoiden optimoinnin myötä. Uudet kuvantamistekniikat eivät välttämättä kuitenkaan pienennä, ainakaan automaattisesti, potilasannoksia. Tästä esimerkkinä monileike-TT:t, joilla tehdyissä tietyissä tutkimuksissa on vaikea pysyä nykyisten vertailutasojen alla [6].

Vertailutasoja on annettu sekä koko tutkimusta että yksittäisiä projek-

tioita varten. Mahdollisuuksien mukaan mielestäni tulisi tarkastella koko tutkimuksen potilaalle aiheuttamaa annosta. Esimerkiksi yhdestä (turhasta) projektiosta luopumisesta voi syntyä kokonaisuuden kannalta suurempi annossäästö kuin usean projektion pienestä ”viilaamisesta” (joka tulee tehdä vielä sittenkin!) ja tyytymisestä siihen, että eri projektiot (esim. mammografia) tai osa-alueet (TT) ovat kukin vertailutaso alle. Tässä mielessä vertailutasojen käyttö yhdessä muiden kuvantamissuositusten [7] kanssa voi ohjata kuvauskäytäntöjä yhtenäisempään suuntaan. Yhtenäistävä tekijä tasoittamaan eri käyttäjien välisiä toimintatapaeroja on valmiiden protokollien käyttö ns. rutinitutkimusten suorittamiseen, mutta ne eivät saa poissulkea röntgenhoitajan ammattitaidon merkitystä säteilyn käytön optimoinnissa sekä vaativat myös asianmukaisia lähteitä oikeanlaisten tutkimusten suorittamiseksi.

Yksittäisinä arvoina annettujen vertailutasojen eräs hankaluus on vaatimus normaalikokoisista potilaista. Tietyissä kuvauksissa alle 85 kg:n painoisten potilaiden valinta tai potilaiden painojen keskiarvon saaminen 70 kg:n tuntumaan voi kestää kohtuuttoman pitkän ajan. Tässä voisi tulevaisuudessa toimia johonkin parametriin (esim. paino, paksuus tai vyötärön ympärys) sidottu käyrämuotoinen vertailutaso (kuten nyt on jo lasten thorax-tutkimuksissa). Lisävivahdetta vertailutasojen käyttöön tuo DIMOND III-projektissa esitetty kolmen eri kuvanlaatutason käyttö [7] – toki kaikkien tulee olla vertailutaso alle, mutta kuinka paljon? Tulisiko jatkossa yleisimmille tutkimuksille olla omat vertailutasot tai -käyrät kuvanlaatutason mukaan?

Röntgentutkimuksille asetettujen vertailutasojen ja niihin liittyvien säännöllisten potilasannosmääritysten tarkoituksena on seurata käytössä olevien tutkimustekniikoiden aiheuttamaa säteilyaltistusta ja toimia osana optimointiprosessia, jolla pyritään toteuttamaan säteilylaissa määritettyjä säteilyn käytön peruseriaatteita, ALARA-hengessä. Tässä mielessä vertailutasojen käyttö ei ole kertaluontoinen ponnistus, vaan siihen liittyvä toiminta tulisi olla osa käytännön työtä ja toiminnan laajuuteen nähden riittävässä määrin jatkuva prosessi.

Viitteet

(linkit poimittu 7.2.2007)

1. Säteilylaki: <http://www.finlex.fi/fi/laki/ajantasa/1991/19910592>
2. STUKin päätökset:
http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/viranomaisohjeet/fi_FI/stohjeet/
3. International Electrotechnical Commission (IEC). IEC 61223-3-5.Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Acceptance tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment.

4. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004.
<http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/rontgensateily.pdf>
5. <http://www.impactscan.org/ctditable.htm>
6. Karppinen J, Järvinen H. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. STUK-A220. Helsinki : Säteilyturvakeskus; 2006.
7. DIMOND III loppuraportti:
http://www.dimond3.org/WEB_DIMOND3/home.htm

RÖNTGENTUTKIMUKSET JA POTILASANNOKSET

Efektiivisen annoksen laskenta PCXMC-ohjelmalla

Markku Tapiovaara
Säteilyturvakeskus

Potilaan säteilyannos mitataan yleensä potilaan pinta-annoksen (ESD) tai annoksen ja pinta-alan tulon (DAP) avulla. Nämä suureet ovat helposti mitattavissa, mutta eivät vielä suoraan kuvaa varsinaista potilaan säteilyaltistusta. Esimerkiksi pinta-annos ilmaisee vain säteilystä absorboituneen annoksen potilaan iholla säteilykeilan keskipisteessä. Säteilyaltistuksen arvioinnissa olleelliset potilaan elinten keskimääräiset annokset riippuvat monista muistakin asioista kuin pinta-annoksesta: säteilykeilan kohdistuksesta ja rajauksesta, fokusetäisyydestä, säteilyn spektristä, sekä potilaan koosta ja rakenteesta. Elinten annokset eivät ole suoraan mitattavissa, mutta ne voidaan arvioida laskennallisesti.

On vaikea ajatella, että säteilyaltistus ilmaistaisiin luettelemalla pitkä lista elinten annoksia. Yksinkertaisuuden vuoksi tarvitaan myös eri elinten annokset yhdistävä yhteenvetoannossuure. Efektiivinen annos on tällainen kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan (ICRP) kehittämä annossuure. Se on kehon eri elinten ja kudosten (ekvivalentti)annoksista laskettu painotettu keskiarvo, jossa eri elinten annosten painotus on pyritty asettamaan näiden elinten stokastisen säteilyhaitan mukaisesti niin, että sekä haitan aiheutumisen todennäköisyys että haitan vakavuus otetaan huomioon. Voidaan ajatella, että efektiivinen annos kuvaa sitä tasaista annostasoa, jolle koko keho olisi altistettava saman säteilyhaitan aikaansaamiseksi kuin tarkastellussa epätaiseisen annoksen jakautumisen tilanteessa. Efektiivisen annoksen laskennassa nykyisin käytettävät elinten ja kudosten painotuskertoimet on esitetty taulukossa I. Parhaillaan valmisteltavissa, uusissa ICRP:n suosituksissa näitä painotuskertoimia ollaan muuttamassa niin, että ne kuvaavat paremmin nykyäsi- tystä pienten säteilyannosten haittavaikutuksista. Nämä uuden ehdotuksen mukaiset arvot on esitetty taulukossa II. Tärkeimmät muutokset kohdistuvat sukurauhasten ja rintojen annosten painotuskertoimiin, mutta myös tarkastel- taviin elinten joukkoa on laajennettu.

Alunperin efektiivinen annos on suunniteltu käytettäväksi säteilytyönteki- jöiden ja väestön säteilyaltistuksen arvioinnissa. ICRP itse suhtautuu melko torju- vasti efektiivisen annoksen käyttöön lääketieteellisten tutkimusten aiheuttamaa

altistusta arvioitaessa. Yksi syy tähän on se, että säteilyn stokastiset haittavaikutukset ilmenevät vasta vuosien kuluttua, eikä potilaiden ikäjakauma (tai elinajan ennuste) vastaa työntekijöiden tai väestön ikäjakaumaa (tai elinajan ennustetta). Siksi efektiivisen annoksen antamat riskiarviot eivät välttämättä päde lääketieteellisten tutkimusten aiheuttamaa riskiä arvioitaessa. Toinen syy on se, että efektiivinen annos ei kunnolla kuvaa tilannetta, jossa pieni osa jostain kudoksesta saa suuren annoksen. Tällaisessa tilanteessa on tärkeää tuntea myös tämän paikallisen annoksen suuruus: efektiivinen annos voi olla pieni, vaikka tämän paikallisen osan annos ylittäisi determinististen haittojen kynnysarvon. Esimerkiksi, jos pelkkä iho altistettaisiin 5 Gy:n annokselle $10 \cdot 10 \text{ cm}^2$:n alueella, olisi efektiivinen annos vain noin 0,25 mSv. ICRP:n kannasta huolimatta (ja tarkoitukseen soveltuvan paremman annossuureen puuttuessa) efektiivistä annosta käytetään yleisesti myös röntgendiagnostiikan annosten kuvailuun. Se antaa ainakin karkean käsityksen altistuksen merkityksestä ja mahdollistaa lääketieteellisistä tutkimuksista saadun säteilyaltistuksen vertailun muihin säteilyaltistuksiin. Efektiivistä annosta ei tule kuitenkaan käyttää, kun paikalliset annokset ylittävät determinististen vaurioiden kynnysarvon. Myös yksittäisten potilaiden riskin arviointia efektiivisen annoksen avulla tulee välttää; paremman arvion saa elinannosten ja ikä- ja sukupuoliriippuvien riskimallien avulla.

Taulukko I. Nykyisin käytössä olevat elinten ja kudosten painotuskertoimet efektiivisen annoksen laskennassa (ICRP Publication 60).

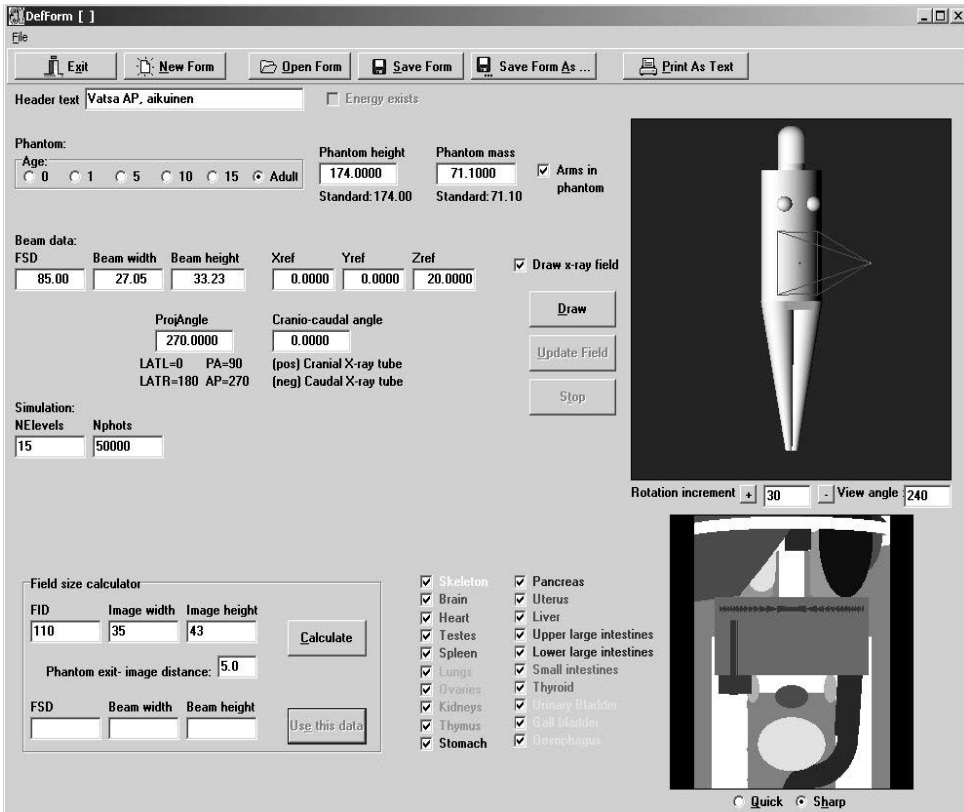
Elin tai kudos	Painotuskerroin	Ryhmän painotuskerrointen summa
Gonadit	0,2	0,20
Keuhkot, mahalauku, paksusuoli, punainen luuydin	0,12	0,48
Kilpirauhanen, maksa, rinnat, ruokatorvi, virtsarakko	0,05	0,25
Iho, luun pintakudokset	0,01	0,02
Aivot, haima, kateenkorva, kohtu, lihakset, lisämunuaiset, munuaiset, ohutsuoli, perna	Massalla painotetulle keskiarvolle: 0,05	0,05

Taulukko II. ICRP:n uusi ehdotus elinten ja kudosten painotuskertoimiksi efektiivisen annoksen laskennassa (Draft recommendations of the ICRP, 2007). Merkittävimmät muutokset aiemmista painotuskertoimista on alleviivattu.

Elin tai kudos	Painotuskerroin	Ryhmän painotuskerrointen summa
Gonadit	<u>0,08</u>	0,08
Keuhkot, mahalaukku, paksusuoli, punainen luuydin, <u>rinnat</u>	0,12	0,60
Kilpirauhanen, maksa, ruokatorvi, virtsarakko	<u>0,04</u>	0,16
<u>Aivot</u> , iho, luun pintakudokset, <u>sylkirauhaset</u>	0,01	0,04
<u>Eturauhanen(mies)/kohtu(nainen)</u> , haima, <u>imusolmukkeet</u> , kateenkorva, lihakset, lisämunuaiset, munuaiset, ohutsuoli, perna, <u>rintakehän ulkopuoliset hengitystiet</u> , <u>sappirakko</u> , <u>suun limakalvot</u> , <u>sydän</u>	<u>0,00923</u>	0,12

Nykyään röntgentutkimusten elinannosten ja efektiivisen annoksen laskenta perustuu tavallisimmin ns. Monte Carlo -menetelmään. Siinä potilasta kuvataan laskennallisen fantomin tai vokselifantomin avulla ja tähän fantomiin kohdistetaan kuvitteellisia fotoneita säteilytystilanteen mukaisesti. Kullekin fotonille kehitetään satunnainen kulkeutumishistoria fantomissa arpomalla fotonin vapaasti kulkemat matkat ja sen kokemat vuorovaikutukset näiden tapahtumien todennäköisyysjakaumista. Kun riittävää määrää laskennallisia fotoneita on seurattu, voidaan laskea keskiarvo kunkin elimen fotonia kohti absorboimasta energiasta ja siten elinten annokset/kohdistuva fotoni. Röntgentutkimuksessa saadut annokset saadaan lopuksi kertomalla tulos potilaaseen kohdistettujen fotonien lukumäärällä. Vaikka Monte Carlo -menetelmä perustuu arpomalla saatuihin tuloksiin, tulokset ovat tarkkoja, kun simuloidaan riittävästi fotoneita. Lasketut elinannokset voivat kuitenkin poiketa potilaiden todellisista elinannoksista huomattavasti, koska laskennassa käytettävät fantomit eivät ole tarkasti potilaiden kokoisia ja muotoisia.

Monte Carlo -laskenta saattaa kuulostaa vaikealta asialta, mutta sopivalla ohjelmalla tehtynä se on helppoa: tietokone hoitaa laskennan napinpainalluksella. STUKissa kehitetty PCXMC-ohjelma on tällainen helppokäyttöinen ohjelma. Sen käytössä suurin vaikeus onkin kuvata säteilytysgeometria tarkasti, mutta tämäkin on tehty suhteellisen helpoksi esittämällä tiedot myös kuvina. PCXMC:n kuvausgeometrian datansyöttöikkuna on esitetty kuvassa 1.



Kuva 1. Elinannosten ja efektiivisen annoksen laskemiseen tarkoitetun PCXMC -annoslaskentaohjelman ikkuna, jossa ohjelmalle kuvaillaan tarkasteltavan röntgentutkimuksen geometria: säteilyn tulosuunta, sen kohdistus potilaaseen, röntgenputken fokuksen etäisyys potilaan iholta sekä säteilykeilan ja potilaan koko. Ohjelmaan syötetään lisäksi säteilyä koskevat tiedot. Ohjelma näyttää säteilykeilan kohdistumisen potilaaseen, kuvaan rajautuvat elimet sekä laskee keskimääräiset annokset potilaan eri elimissä ja efektiivisen annoksen.

Elinannosten ja efektiivisen annoksen laskentaa varten PCXMC:lle on syötettävä tieto potilaan ikäryhmästä, pituudesta ja painosta, mikäli nämä poikkeavat referenssiarvoista. Kuvausgeometrian esittämiseksi on myös syötettävä kuvausprojektiio, fokus-ihoetäisyys, säteilykentän koko iholla sekä säteilykeilan keskipisteen osumiskohta potilaaseen. Näiden lisäksi tarvitaan tieto putkijännitteestä, kokonaissuodatuksesta ja käytetyn säteilyn määrästä. Viimeisin näistä tiedoista voidaan syöttää joko potilaan ihon tasalla mitatun ilmakerman ($K=ESD/BSF$) tai DAPin avulla. Karkeampaa arviota varten riittää, että tiedetään käytetty sähkömäärä (mAs), jolloin ohjelma arvioi pinta-annoksen röntgenputkien tyypillisen säteilytuoton mukaisesti, ottaen sähkömäärän lisäksi huomioon käytetyn jännit-

teen, suodatuksen ja fokusetäisyyden. Ohjelma tulostaa efektiivisen annoksen lisäksi annokset munasarjoissa, kiveksissä, keuhkoissa, mahalaukussa, paksusuolen ylä- ja alaosassa, punaisessa luuytimessä, kilpirauhasessa, maksassa, rinnoissa, ruokatorvessa, virtsarakossa, ihossa, luun pintakudoksissa, aivoissa, haimassa, kateenkorvassa, kohdussa, lihaksissa, lisämunuaisissa, munuaisissa, ohutsuolessa, pernassa, sappirakossa ja sydämessä.

Kirjallisuutta

1. Draft recommendations of the International Commission on Radiological Protection. (2007). <http://www.icrp.org/>
2. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP Vol. 21, No. 1–3. Oxford: Pergamon Press; 1991.
3. PCXMC-ohjelman kotisivut (mm. ohjelman toimintaselostus, käyttöohje, tilaus ja ilmainen kokeiluversio) <http://www.stuk.fi/pcxmc>
4. Pukkila O (toim.). Säteilyn käyttö. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja, osa 3. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004. Saatavana myös pdf-muodossa STUKin sivulta http://www.stuk.fi/julkaisut_maaraykset/kirjasarja/fi_FI/kirjasarja3/

RÖNTGENTUTKIMUKSET JA POTILASANNOKSET

Selvitys röntgentutkimusten efektiivisistä annoksista

Aino Tietäväinen
Helsingin yliopisto

Johdanto

Terveystieteiden tutkimuskeskuksen säteilyn käytössä ylivoimaisesti suurin säteilyannos väestölle Suomessa aiheutuu röntgentutkimuksista [1]. Vaikka potilaiden lääketieteellisissä tutkimuksissa saamilta annoksilta ei ole säädetty enimmäisrajaa [2], STUK on velvoitettu sosiaali- ja terveysministeriön asetuksen säteilyn lääketieteellisestä käytöstä (423/2000) 43 § mukaisesti kokoamaan ja julkaisemaan valtakunnalliset arviot säteilyaltistuksista ja niiden kehittymisestä [3]. Potilaiden röntgentutkimuksissa saama, elinten säteilyherkkyyttä kuvaavilla painotuskertoimilla painotettu efektiivinen annos tulee ottaa huomioon valtakunnallista säteilyannosta arvioitaessa. Säteilyturvakeskus järjesti vuonna 2006 potilasannostutkimuksen (selvityksen), jossa arvioitiin kolmen yleisimmän tai suurimman väestöannoksen aiheuttavan natiiviröntgentutkimuksen – keuhkojen (thx), lannerangan (ls) ja natiivimahan (nm) – aiheuttamaa säteilyannosta [2,4]. Tutkimuksen avulla arvioitiin natiiviröntgentutkimuksen osuutta väestön säteilyaltistuksessa sekä tarkastettiin aikaisemmin julkaistuja potilaan säteilyaltistuksen (efektiivisen annoksen) tyypillisiä arvoja [2].

Potilasannostutkimus

Lähetettiin 35 suomalaiselle sairaalalle pyyntö osallistua potilasannostutkimukseen. Laajan otannan varmistamiseksi kaikki yliopistolliset sairaalat valittiin tutkimukseen mukaan. Keskussairaalat, aluesairaalat ja terveyskeskukset jaoteltiin ryhmiin, joista kustakin ryhmästä valittiin arpomalla 10 kpl tutkimukseen mukaan. Kerättävät tiedot koostuivat potilastiedoista, käytetyistä tutkimus- ja kuvausparametreista, tutkimuksessa käytetyn röntgenputken säteilyntuottotiedoista sekä putken muista ominaisuuksista. Potilastiedoista kerättiin potilaan sukupuoli, pituus ja paino. Tutkimusparametrejä olivat tehty tutkimus (thx, ls tai nm) sekä projektio tutkimuksesta riippuen joko anterior-posterior (AP), posterior-anterior (PA) tai lateraali (LAT). Kuvausparametreista

kysyttiin kuvausjännitettä (kV), sähkömäärää (mAs), käytettyä fokusta (iso/pieni), fokus-iho-etäisyyttä (FSD), kuvausetäisyyttä (FFD), kenttäkokoa potilaan ihon tasolla ($\text{cm} \cdot \text{cm}$), mahdollisesti käytetyn lisäsuodatuksen paksuutta sekä laatua (mmAl tai mmCu), sekä mahdollisuuksien mukaan DAP-mittarin ilmoittamaa annoksen ja pinta-alan tuloa ($\text{mGy} \cdot \text{cm}^2$ tai $\mu\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$). Röntgenputken kiinteä suodatus, kuvareseptorin tyyppi (digi/filmi) ja tutkimustelineen tiedot olivat tarvittavat käytetyn röntgenputken tiedot. Säteilyntuottotiedoissa ilmoitettiin röntgenputken säteilyntuotto (mGy/mAs) kuvausjännitteen (kV) funktiona tiettyä suodatusta käyttäen [2].

Vastaukset kyselyyn palautettiin postin tai sähköpostin välityksellä. Saadut tiedot taulukoitettiin kokonaisuudessaan Microsoft Excel-ohjelmalla, jonka jälkeen potilaiden efektiiviset annokset laskettiin PCXMC-ohjelman avulla. Ohjelma sisältää androgyynin mallin ihmiskehosta, fantomin, johon on mallinnettu sisäelimet. Jokainen yksittäinen röntgentutkimus toistettiin kerättyjen tietojen perusteella, aloittaen potilastietojen syöttämisestä. Keräystietojen pohjalta saatu kenttä kohdistettiin tutkimusta ja projektiota vastaavasti fantomin suhteen, jonka jälkeen ohjelma simuloi satunnaisen Monte Carlo-laskennan avulla röntgenkeilan, joka kulkeutui fantomissa. Lopuksi ohjelmaan syötettiin käytetty kuvausjännite, suodatus ja säteilyntuottotiedoista ja röntgentutkimuksessa käytetystä sähkömäärästä laskettu annos, joko ilmakerma tai suoraan DAP-mittarin ilmoittama pinta-alan ja annoksen tulo. Ohjelma ilmoitti jokaisen kehoon mallinnetun elimen saaman erillisen säteilyannoksen sekä koko kehoon kohdistuvan efektiivisen annoksen.

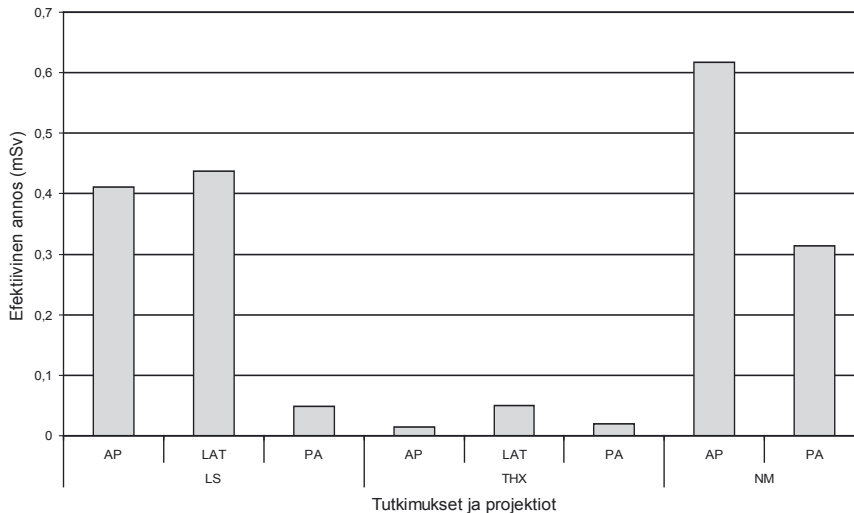
Tutkimuksen tulokset

Tutkimukseen mukaan pyydetyistä 35:stä sairaalasta 27:n sairaalan tulokset hyväksyttiin tutkimukseen, jolloin yksittäisten röntgentutkimusten määräksi tuli 944 kappaletta. Vaikka jokaisesta tutkimustyyppistä oli pyydetty kerättäväksi tiedot yhtä monesta, vähintään kymmenestä potilaasta, thoraxin osuus oli selkeästi suurin, 552 röntgentutkimusta, lannerankojen osuus 295 tutkimusta ja natiivimahan osuus 84 tutkimusta (Taulukko I). Tutkimustuloksia analysoitiin laskemalla projektiokohtaisesti röntgentutkimusten keskimääräiset efektiiviset annokset, keskiarvon keskihajonta (StdDev), sekä tutkimusten suurin ja pienin efektiivinen annos (Taulukko I).

Taulukko I. Potilasannostutkimukseen sisältyneet röntgentutkimusten lukumäärät projektioittain sekä niistä lasketut keskimääräiset efektiiviset annokset ja keskihajonta (StdDev). Röntgentutkimusten suurin ja pienin efektiivinen annos löytyy kohdista ”Minimi” ja ”Maksimi”.

Tutkimus	Projektio	Potilaita	Efektiiviset annokset (mSv)			Keskiarvo
			Minimi	Maksimi	StdDev	
LANTIO	AP	14	0,157	0,739	0,191	0,328
LS	AP	140	0,038	2,058	0,318	0,411
	L5	10	0,304	0,554	0,099	0,397
	LAT	139	0,070	1,880	0,331	0,437
	PA	6	0,024	0,154	0,052	0,049
NM	AP	53	0,056	3,516	0,745	0,617
	PA	31	0,025	1,560	0,372	0,314
THX	LAT	269	0,006	0,210	0,037	0,050
	PA	282	0,004	0,072	0,013	0,020
	Kaikki	944	0,004	3,516	0,330	0,199

Keskimääräinen efektiivinen annos (mSv)



Kuva 1. Lanneranka-, thorax- ja natiivimaharöntgentutkimuksissa saadut projektio-kohtaiset keskimääräiset efektiiviset annokset.

Johtopäätökset

Kuten voidaan olettaa, potilaille tutkimuksista aiheutuvat efektiiviset annokset vaihtelevat paljon riippuen sekä potilaasta että tutkimustekniikasta [2]. Eri sairaaloiden ja röntgenlaitteiden välillä havaittiin suuria eroja. Tämä näkyy

myös taulukosta I, jossa minimin ja maksimin välillä saattaa olla eroa kahden kertaluokan verran, tosin hyvin suuret ja hyvin pienet arvot olivat usein yksittäistapauksia. Keskiarvon keskihajonta saattoi jopa ylittää keskiarvon eli lasketujen annosten hajonta oli hyvin suuri. Vain 10 tutkimusta käsittäneen lanneranka L5-tutkimuksen kohdalla hajonta on selkeästi muita pienempi, johtuen siitä, että kaikkien kymmenen potilaan tutkimukset tehtiin samassa sairaalassa, samalla röntgenputkella. Selvityksessä tuli myös oletetusti esille, että yleisin tutkimus, keuhkojen tutkimus [4] aiheutti selvästi pienimmän säteilyannoksen, lannerangan ja natiivimahan aiheuttaessa selkeästi suuremman keskimääräisen efektiivisen annoksen. Säteilyturvakeskuksen aikaisemmin julkaisemat tyypilliset efektiiviset annokset ovat: keuhkoille 0,025 mSv (PA) ja 0,1 mSv (PA+LAT), vatsan natiivitutkimukselle 2,2 mSv ja lannerangalle 2,3 mSv, kun kyseessä on normaalikokoinen aikuispotilas [2]. Selvityksen tuloksena saadut efektiiviset annokset ovat aikaisemmin julkaistuihin arvoihin nähden keskimääräisesti pienempiä, keuhkokuvaa lukuun ottamatta, tosin yksittäisissä röntgentutkimuksissa annokset saattoivat ylittää ko. tyypilliset arvot.

Tutkimuksen selkeästi aikaavievin osuus oli tietojen tarkistaminen ja puuttuvien tietojen, varsinkin röntgenputkien säteilyntuottotietojen, hankkiminen. Pyydetty kenttäkoko potilaan ihon kohdalta oli toisinaan mitattu filmiltä johtaen liian suuriin kenttäkokoihin. Suurin osa kysytyistä parametreista oli kriittisiä tutkimuksen suorittamiselle, sillä niitä ei voitu jälkikäteen selvittää eikä röntgentutkimuksia voitu simuloida vaillinaisilla tiedoilla. Niiden sairaaloiden kohdalla, joiden tuloksia ei voitu hyväksyä mukaan, jotakin kriittistä arvoa ei usein ollut osattu tai pystytty ilmoittamaan. Kyselyä olisi voinut kehittää määrittämällä tarkemmin millaisia parametrejä kyselyssä haettiin sekä mistä ja miten ne oli mahdollista hankkia. Tutkimuksesta on tarkoitus lähettää tuloksia sairaaloille siten, että he voivat verrata omien potilasannostensa tasoa tutkimuksessa saatuun keskimääräiseen tasoon.

Viitteet

1. Suomalaisen keskimääräinen säteilyannos http://www.stuk.fi/sateilytietoa/ihmisen_radioaktiivisuus/fi_FI/keskimaarainen_sateilyannos/, 12.02.2007.
2. Pukkila O (toim.). Säteilyn käyttö. Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004. Sivut 117, 121, 138–143.
3. Sosiaali- ja terveysministeriön asetus säteilyn lääketieteellisestä käytöstä (423/2000).
<http://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2000/20000423>, 12.02.2007.
4. Tenkanen-Rautakoski P. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2005. STUK-B-STO 62. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2006.

RÖNTGENTUTKIMUKSET JA POTILASANNOKSET

TT-tutkimusten efektiivinen annos

Katja Nieminen
Säteilyturvakeskus

Annossuureet

TT-annoksen tilavuuskeskiarvo $MSAD_w$ (STUK 2004), jolle laitestandardissa (IEC) käytetään nimitystä tilavuusannosindeksi ja merkintää $CTDI_{vol}$ kuvaa tutkimuksesta kuvausalueelle aiheutunutta keskimääräistä säteilyannosta (fantomissa, joka esittää potilasta).

Painotettu annoksen ja pituuden tulo DLP_w on TT-annoksen tilavuuskeskiarvon $MSAD_w$ ja tutkitun alueen pituuden d tulo. DLP_w kertoo siis sen, kuinka paljon tutkimuksesta aiheutui keskimäärin säteilyannosta, ja kuinka pitkälle alueelle tämä säteilyannos annettiin (vrt. DAP =keskimääräinen säteilyannos \cdot pinta-ala, DLP_w =keskimääräinen säteilyannos \cdot pituus)

$$DLP_w = MSAD_w \cdot d \Rightarrow MSAD_w = \frac{DLP_w}{d}$$

Tutkitun alueen pituus d saadaan seuraavasti

$$d = \frac{\text{kuvauksen kokonaisaika}}{\text{pyörähdysaika}} \cdot \text{pöydän siirto/pyörähdys}$$

$$d = \frac{\text{kuvauksen kokonaisaika}}{\text{pyörähdysaika}} \cdot \text{pitch} \cdot \text{säteilykeilan leveys}$$

Säteilykeilan leveydestä käytetään myös nimitystä kollimointi. Säteilykeilan leveys saadaan kertomalla yksittäisen leikkeen paksuus samanaikaisesti kuvattavien leikkeiden määrällä.

Uusimpien TT-laitteiden annosnäytöissä annetaan yleensä $CTDI_{vol}$ (= $MSAD_w$) ja/tai DLP_w . DLP-lukemasta ei aina käy ilmi että kyse on nimenomaan painotetuista DLP:stä (alaindeksi w puuttuu). TT-laitteiden annosnäytössä oleva arvo lasketaan valmistajan tekemien mittausten perusteella, käyttämällä hyväksi ko. tutkimuksen kuvausarvoja. Annosnäytön lukeman oikeellisuus voidaan testata fantomimittauksilla.

Efektiivinen annos TT-tutkimuksissa

TT-tutkimuksesta aiheutuva efektiivinen annos (E) voidaan arvioida karkeasti annoksen ja pituuden tulo (DLP_w) avulla käyttämällä taulukoituja muuntokertoimia (k):

$$E = k \cdot DLP_w,$$

Muuntokerroin k riippuu TT-tutkimuksen tyypistä. Annoksen ja pituuden tulo saadaan joko laitteen annosnäytöstä tai fantomimittausten perusteella.

Muuntokerroin k on yleensä saatu laskennallisesti simulointiohjelmilla, käyttämällä hyväksi matemaattista mallia keskivertopotilaasta sekä eri elinten painotuskertoimia. Simulointiohjelmalla lasketaan ensin arvio tietyn tyyppisen TT-tutkimuksen aiheuttamasta (ekvivalentti)annoksesta eri elimiin. Elinannosten perusteella lasketaan tämän tutkimuksen aiheuttama efektiivinen annos painotuskertoimien avulla. Lopuksi tarkasteltavan TT-tutkimuksen DLP_w mitataan (fantomissa) ja sen avulla saadaan laskettua miten paljon tämän tyyppinen TT-tutkimus aiheuttaa efektiivistä annosta DLP_w -yksikköä kohden.

Taulukoissa I on esitetty muuntokertoimen k arvoja efektiivisen annoksen laskemiseksi aikuisille. Eri alueiden tutkimuksista aiheutuvat suurimmat efektiiviset annokset ovat enimmillään noin kahdeksankertaisia pienimpiin verrattuna. Muuntokertoimia on annettu muissakin julkaisuissa, mm. Euroopan komission raportissa EUR 16262 (European Commission 1999).

Todellisuudessa efektiiviseen annokseen vaikuttavat potilaan anatomia ja TT-laitteen ominaisuudet, joten taulukoituja keskimääräisiä muuntokertoimen arvoja käyttämällä saa ainoastaan hyvin karkean arvion efektiivisestä annoksesta. Lasten efektiivisen annoksen määrittämiseen nämä taulukot eivät ole kovin käyttökelpoisia, vaan on syytä käyttää erityisesti lapsia varten laskettuja muuntokertoimia (esim. Shrimpton 2004).

Jarry et al. (2003) ovat kokeilleet potilaan TT-kuvien perusteella potilas-kohtaisen laskentamallin tekoa, potilaan saamien elinannoksien tarkempaa arviointi varten.

Taulukko I. Efektiivisen annoksen laskentakertoimia eri TT-tutkimuksille (Shrimpton 2004).

Tutkimus	k, mSv / (mGy · cm)
Pää ja kaula	0,0031
Pää	0,0021
Kaula	0,0059
Rintakehä (keuhkot)	0,014
Vatsa ja lantio	0,015
Vartalo	0,015

Mikäli efektiivinen annos halutaan arvioida edellä kuvattua menettelyä tarkemmin, on käytettävä tätä varten tehtyjä laskentaohjelmia kuten CTDOSE (LeHeron 1993), ImPACT CT patient dosimetry calculator (ImPACT 2003) ja CT-Expo (Stamm, Nagel 2002).

Efektiivinen annos voidaan tarkemmin arvioida myös mittauksilla ihmistä muistuttavassa fantomissa (esim. Alderson-Rando fantomi). Säteilyannos mitataan ihmisen kudoksia ja muotoja mukailevan fantomin sisällä (TLD-dosimetreilla) kohdissa, joissa mielenkiinnon kohteena olevat elimet sijaitsevat. Elinten ekvivalenttiannokset kerrotaan elinkohtaisilla painotuskertoimilla ja niiden summasta saadaan efektiivinen annos.

Taulukossa II on esitetty tyypillisiä TT-tutkimuksista aiheutuvia efektiivisiä annoksia. Vertailun vuoksi kerrotaankin, että suomalainen saa taustasäteilyä noin 3 mSv:n säteilyannoksen vuodessa.

Talulukko II. Potilaan keskimääräiset efektiiviset annokset tavallisimmissa TT-tutkimuksissa. (Karppinen, Järvinen 2006)

Tutkimus (kuvaussarjojen lukumäärä)	1-leike mSv	2-4-leike mSv	6-10-leike mSv	16-leike mSv
Pään natiivi-TT (1)	1,4	1,8	1,7	1,7
Keuhkojen natiivi ja varjoaine-TT (2)	6,8	11	7,2	9,8
Vatsan natiivi ja varjoaine-TT (2)	12	14	9	15
LS-rangan TT (1)	4,9	5,6	5,7	6,0

Kirjallisuutta

Cohen ML, Poll W, Puettman C, Ewen K, Saleh A, Mödder U. Effective doses in standard protocols for multi-slice CT. Eur. Radiol. 2003; 13: 1148–1153.

DeMarco JJ, Cagnon CH, Cody DD, Stevens DM, McCollough CH, O'Daniel J, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): cylindrical and anthropomorphic phantoms. *Phys Med. Biol.* 2005; 50: 3989–4004.

European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262 EN. Luxembourg; Office for official publications of the European Communities: 1999.

IEC 61223-3-5. Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Acceptance tests – Imaging performance of computed tomography X-ray equipment. International Electrotechnical Commission (IEC).

Jarry G, Marro JJ, Beifuss U, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient specific models. *Phys. Med. Biol.* 2003; 48: 2645–2663.

Karppinen J. Järvinen H. Tietokonetomografialaitteiden käytön optimointi. STUK-A220. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2006.

Shrimpton PC. Assessment of Patient Dose in CT. NRPB-PE/1/2004.

STUK. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004. <http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/rontgensateily.pdf>

www.msct.eu

www.stuk.fi

Lisätietoa laskentaohjelmista:

ImPACT: CT patient exposure spreadsheet; www.impactscan.org/ctdosimetry.htm

CTDOSE: (PC program) Le Heron JC. Christchurch, New Zealand: National Radiation Laboratory, 1993.

CT-expo: Stamm G, Nagel HD. CT-expo - a novel program for dose evaluation in CT. *Rofo.* 2002 Dec; 174(12): 1570–6.

TIETOKONETOMOGRAFIATUTKIMUSTEN POTILASANNOKSET, OPTIMOINTI JA LAADUNVALVONTA

TT-laitteiden tekninen laadunvarmistus

Yvonne Schenkel
Mika Kortensniemi
HUS Röntgen

Johdanto

Vaikka TT-tutkimusten määrä on vain pieni osa kaikista röntgentutkimuksista, niiden tuottama kollektiivinen säteilyaltistus on radiologisesta yksiköstä riippuen noin puolet potilaille kaikista radiologisista tutkimuksista yhteensä aiheutuvasta säteilyaltistuksesta. Tutkimusmäärät ovat nousseet, kun uudet monileikelaitteet sallivat nopeita kuvaussarjoja ja monipuolisia jälkikäsitteilymahdollisuuksia. Laitteiden hyvän suorituskyvyn ylläpito on tärkeää riittävän diagnostisen kuvanlaadun sekä potilasannoksen minimoinnin varmistamiseksi. Laitteiden toiminnalliset viitearvot määritetään vastaanottomittausten yhteydessä.

Käyttäjät tekevät laitekohtaisesti automatisoituja toimintoja – kuten röntgenputken lämmitys ja ilmakalibrointi – laitetoimittajan spesifikaatioiden mukaisin määrävälein, päivittäin tai kerran viikossa. Usein TT-laitteille on tehty huoltosopimus. Tuolloin laitetoimittajat tekevät suurimman osan laadunvarmistusmittauksista laitehuoltojen yhteydessä, tyypillisesti neljä kertaa vuodessa. Fyysikko tekee pidemmällä aikavälillä tarkempia mittauksia, kuten vuosittaiset annostuottomittaukset (voi sisältyä myös huoltoihin). Kattava laadunvarmistus sisältää kuvanlaadun tarkistuksen ja annosmittauksen. Kattavammat mittaukset tehdään myös silloin, kun laiteelle on tehty suurempi muutos, kuten röntgenputken tai detektorin vaihto.

Kuvanlaatu

Laitetoimittaja toimittaa lähes aina laiteen mukana oman kuvanlaatu-fantomien, joka soveltuu useimpiin rutiinilaadunvarmistuksessa tarvittaviin mittauksiin. Toistomittauksissa käytetään vakioituja kuvausparametreja, kuten sähkömäärä (mAs) tai annos, jännite (kVp), leikepaksuus ja rekonstruktiosuodatin.

3–4 kk:n välein suoritettavat kuvanlaatumittaukset (sisältää myös kuvanlaatuun liittyviä mekaanisia testejä):

- **TT lukujen vakioisuus**

Mitataan fantomissa, jossa on ensisijaisena vertailuaineena vettä sekä muina vertailuaineina esimerkiksi ilmaa, polyeteeniä, teflonia, pleksiä, pvc:tä tai nylonia. Mitataan leikekuvassa vertailuaineen kohdalta rajatulta ROI-alueelta. Veden TT-luvun on oltava 0 ± 4 HU.

- **Kuvan kohina**

Mitataan homogeeniselta alueelta rajatun ROI-alueen TT-lukujen keskihajontana (1SD). Arvoa verrataan laitekohtaisiin spesifikaatioihin.

- **Tasaisuus**

Mitataan TT-luvut fantomin leikekuvasta homogeeniselta testi-alueelta eri kohdista (alueen keskeltä sekä kellotaulua vastaten kohdista klo 12, klo 3, klo 6 ja klo 9) rajatuista ROI-alueista, joilla on riittävä etäisyys reunasta (reunavaikutuksen välttämiseksi). Suurin poikkeama keskiarvosta saa olla korkeintaan ± 2 HU.

- **Artefaktat**

Tarkistetaan, ettei fantomikuvissa esiinny rengas- tai juova-artefaktoja.

- **Leikepaksuus**

Aksiaalikuvaussessa voidaan käyttää fantomia, jossa on ohut kalteva metallilevy. Aksiaalileikkeestä määritetyn levyprofiilin puoliarvoveveyden ja levyn kaltevuuskulman perusteella voidaan laskea leikkeen paksuus. Helikaalikuvaussessa käytetään fantomissa olevaa ohutta levyä tai helmeä impulsisifunktiona. Lomittaisten leikkeiden perusteella määritetään leikeprofiili.

- **Leikkeen asettelutarkkuus / kohdistusvalojen tarkkuus**

Aksiaalileikkeen sijainnin vastaavuus asettelulaserien tasoon tarkistetaan fantomissa olevan paikkamerkin avulla, joka näkyy myös leikekuvassa.

- **Korkean kontrastin erotuskyky**

Tarkistetaan visuaalisesti fantomissa olevan viivaparikuvion leikekuvasta tai matemaattisesti fantomiin implementoidun impulssifunktion ohjelmallisella MTF-laskennalla (laitekohtainen sovellus).

- **Matalan kontrastin erotuskyky**

Tarkistetaan visuaalisesti fantomissa olevan testikohteen näkyvyys leikekuvasta.

- **Potilaspöydän liiketarkkuus**

Kuormitetun potilaspöydän liiketarkkuus voidaan tarkistaa esim. teippimerkeillä ja pituusmitalla.

Vastaanoton yhteydessä tai vikaa epäiltäessä voidaan tarkistaa myös:

- **Annosprofiilin leveys**

Mitataan kuorifilmille säteilytettävistä leikkeistä. Mittauksissa voidaan käyttää myös kuoritettua kuvalevyä [5].

Annosmittaukset

Annosmittauksella varmistetaan, että laitteen säteilytuotossa ei ole tapahtunut merkittäviä muutoksia.

TT-laitteille mitataan joko yksittäistä aksiaalikuvausta tai helikaalikuvaus-
vauksessa yhtä röntgenputken pyörähdystä vastaava painotettu annoksen ja
pituuden tulo ($DLP_{w,1}$) tai koko TT-tutkimuksen annoksen ja pituuden tulo (DLP_w)
[4]. Mittaustuloksesta lasketaan edelleen leikkeen keskimääräinen annos eli TT-
annoksen tilavuuskeskiarvo [4]. Tällä hetkellä tälle suureelle käytetään kahta
eri merkintää: CTDI_{vol} (Volume Computed Tomography Dose Index) ja MSAD_w
(Weighted Multiple Slice Average Dose). TT-annoksen tilavuuskeskiarvon perus-
teella voidaan seurata muutoksia laitteen annostuotossa ja vertailla eri laitteiden
annoksia (mAs:n mukaan normitettuina).

Laajemmissa mittauksissa annokset määritetään pää- ja vartalofanto-
meissa kaikille mahdollisille leikepaksuuksille (ja kollimaatioille), jännitear-
voille (kVp) ja SFOV-arvoille, sekä tarkistetaan annoksen lineaarisuus putki-
virran (mA) funktiona ja kuvausajan lineaarisuus aksiaali- ja helikaalimoodeissa.
Minimissään annosten vakioisuus määritetään ainakin eri leikepaksuuksille,
jolloin mahdolliset tekniset viat kollimaatiossa paljastuvat.

Annosmittausmenetelmiä on päivitettävä, kun monileikelaitteiden kehit-
tyessä keilan leveys kasvaa kartiokeilalaitteissa. Tällöin 10 cm:n pituinen ioni-
saatiokammio ei enää pysty havaitsemaan kaikkea sironnutta säteilyä, joten
mittaustulokset jäävät liian alhaisiksi. Pidempi kammio (esim. 32 cm:n pituinen
kammio) olisi yksi mahdollinen ratkaisu, mutta käytännössä hankala toteuttaa
laajemmassa mittakaavassa. Todennäköisempänä vaihtoehtona olisi soveltaa
laitekohtaisia laitetoimittajilta saatavia korjauskertoimia, joilla nykyisen
mittauskaluston käyttöä voidaan jatkaa myös tulevilla laitemalleilla. Tämä
vaihtoehto oli esillä mm. RSNA 2006 (Radiological Society of North America)
konferenssissa.

Viitteet

1. Quality Control of of CT scanners. Slide show 2003. ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners).
<http://www.impactscan.org/slides/tarragona/qualitycontrol/sld001.htm>
2. Principles of CT Dosimetry. Slide show Oct 2005. Maria Lewis. <http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/principles%20of%20ct%20dosimetry/img0.html>
3. TT-laitteiden laadunvarmistus. STUK.
http://www.stuk.fi/proinfo/muuta_tietoa/tt_laitteet/fi_FI/tt_laitteet/
4. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2004.
<http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/rontgensateily.pdf>
5. Liu HL, Liu RR, Reeve DM, Shepard SJ, Willis CE. Measurement of CT radiation profile width using CR imaging plates. Med Phys. 2005 Sep; 32 (9): 2881–7.

RÖNTGENTUTKIMUSTEN LAADUNVALVONTA

Laadunvalvonnan kliiniset tavoitteet

Annikka Nikkola-Sihto
Seinäjoen keskussairaala

Radiologian nopeasti etenevä kehitys asettaa radiologiset osastot ja radiologit suurten vaatimusten eteen. Radiologisen toiminnan laadunvalvonta on tiimityötä, jossa tavoitteiden saavuttamiseksi radiologien tulee hoitaa oma osuutensa röntgenhoitajien, fyysikkojen ja insinöörien joukossa. Tämä edellyttää perehtymistä ja kouluttautumista monilla tasoilla.

Laitehankinnat, tutkimusmenetelmän valinta ja vaikuttavuuden arviointi

Radiologin tulee osata valita oikea tutkimusmenetelmä kussakin tapauksessa. Tämä vaikuttaa tutkimusmääriin kullakin modaliteetillä ja sitä tietä laitetarpeisiin ja kustannuksiin.

Vaaditaan tieteellisten artikkelien lukutaitoa ja erilaisten vaikuttavuuskäsitteitten ymmärrystä. Näihin kuuluvat *efficacy* eli menetelmän vaikuttavuus optimioloissa, *effectiveness* eli teho todellisessa tilanteessa ja tämä taas kustannuksiin suhteutettuna on *cost-effectiveness*. Näiden käsitteiden ymmärtäminen ei aina ole helppoa, mistä kertoo se, että amerikkalainen valtion laitos, Agency for Healthcare Research and Quality, on pyrkinyt luomaan kriteerit, joilla *efficacy*’ia ja *effectiveness*’iä mittaavat tutkimukset voidaan erottaa toisistaan.

Käsite *clinical outcome* voitaneen kääntää kliiniseksi vaikuttavuudeksi. Sitä on mitattu tavallisesti mortaliteetilla ja morbiditeetilla. Nämä eivät kuitenkaan aina sovellu, esimerkiksi kroonisten tautien yhteydessä, ja yhä enemmän pyritäänkin mittaamaan potilaan elämänlaatua (*quality of life, QOL*). Vaikuttavuuden eri tasoja ovat: a) *diagnostic performance*, joka kertoo menetelmän osuvuudesta (*accuracy*), b) *diagnostic impact*, joka ilmaisee, miten menetelmä vaikuttaa kliinikon luottamukseen diagnoosiin (esim. vahvistiko menetelmä luottamusta), c) *therapeutic impact* mittaa, miten radiologinen tutkimus muuttaa hoitoa ja d) *impact on health* on taas vaikutus terveyteen (morbiditeetti, mortaliteetti ja QOL). Jotta menetelmien vaikuttavuus saadaan esiin, tarvitaan suuria aineistoja, ja radiologisten tutkimusten vaikuttavuuden arvioimiseen joudutaankin usein käyttämään välivaiheen vaikuttavuuden arviointia (*intermediate outcomes*). Näitä ovat *diagnostic impact* ja *therapeutic impact*. Lisäksi

voidaan arvioida esimerkiksi läheteiden laatua, säteilyannoksia, omaa diagnostista osuvuutta ja tutkimuksen vaikutusta potilaan sairaalassaoloaikaan. Näitä käsitteitä tulisi arvioida myös otettaessa käyttöön uusia tutkimusmenetelmiä.

Radiologista vaikuttavuutta on tutkittu vielä melko vähän lukuun ottamatta menetelmien osuvuutta. Osuvuustutkimuksistakin harva täyttää ns. STARD Initiative-konsensuksen kriteerit. Cochrane-arkistosta löytyy hakusanalla *radiology* 6 osumaa ja hakusanalla *imaging* 36 osumaa, ja viimeksi mainituistakaan kaikki eivät ole radiologisia tutkimuksia. Vaikuttavuustutkimuksia tulee kuitenkin koko ajan lisää. Radiologisten lehtien lisäksi menetelmien arviointeja voi löytää internetistä edellä mainitun amerikkalaisen organisaation sekä Ruotsin teknologian arviointiyksikkö SBU:n sivuilta. Euroopan komission lähettämissuosituksukset ovat vanhastaan tutut, mutta kaipaavat päivittämistä. ICRP:n (International Commission on Radiological Protection) sivuilta löytyy myös tietoa. Stakesin Terveystieteiden tutkimuskeskuksen menetelmien arviointiyksikkö FinOHTA pyrkii myös luomaan järjestelmiä menetelmien arvioimiseksi.

Läheteiden laadunvalvonta

Läheteiden laadunvalvonnassa radiologi on avainasemassa. Radiologisissa yksiköissä tulee luoda yhteiset pelisäännöt, jotta röntgenhoitaja tietää, milloin tulee ottaa yhteys radiologiin tutkimuspyynnön asianmukaisuuden arvioimiseksi. Jo lähetettä tehdessään hoitavan lääkärin tulee arvioida, vaikuttavatko tutkimustulokset diagnoosiin tai hoitoon. Mikäli tutkimusta ei katsota indisoituksi, radiologin tulee neuvotella lähettävän lääkärin kanssa ja ellei ole riittäviä perusteita, tutkimus tulee jättää tekemättä. Omalla osastollamme radiologi käy heti aamulla läpi tietokonetomografiatutkimusten läheteet ja antaa tutkimusohjeet. Samalla arvioidaan läheteet muutenkin ja tarvittaessa siirretään tutkimukset muille modaaliteeteille. Läheteiden sisältöä on syytä arvioida säännöllisesti pienin otoksin.

Klinikkameetingien ja yhteisten koulutusten yhteydessä voidaan kliinikkojen kanssa keskustella yhteisistä käytännöistä yleisemminkin ja siten vaikuttaa läheteiden laatuun. Radiologisen osaston kannattaakin olla aktiivinen säteilysuojelukoulutuksen järjestämisen suhteen. Hyvä keskusteluyhteys ja ohjeistus voivat vähentää kuvausmääriä.

Röntgenkuvien laadunvalvonta

Röntgenhoitaja arvioi kuvan laadun heti sen ottamisen jälkeen ja radiologi joka kerta antaessaan lausunnon röntgenkuvasta. Vastuuradiologien ja röntgenhoitajien tulee yhteistyössä fyysikon kanssa määritellä tutkimusprotokollat ja

hyvän kuvan kriteerit sekä laitteen käyttöönoton yhteydessä kuvausohjelmien optimointi. Kuvia lausuvien radiologien tulee tuntea protokollat ja kriteerit sekä osata arvioida digitaalisessa kuvantamisessa käytettyjä parametreja, jotta päästään riittävän diagnostisiin kuviin mahdollisimman matalalla säteilyannoksella. Vaadittava kuvan laatu pitää selvittää kuvauskohtaisesti säteilyannoksen minimoimiseksi. Esimerkiksi lasten kuvien kriteerejä löytyy STUKin sivuilta Lasten röntgenkuvausohjeista ja varsinainen kriteeriohjeistus on tulossa. Digitaalisella aikakaudella myös kuvankatselumonitorin laadunvalvonta on tärkeää. Jokaisen kuvia katsovan pitää ymmärtää perusteet ja huomioida asia päivittäin monitorin ääressä työskennellessään.

Itsearviointit

Toiminnan itsearvioinnilla on tärkeä merkitys laadunvalvonnassa. STM:n asetuksen (423/2000) mukaan toiminnan harjoittajan tulee edistää säteilyn lääketieteelliseen käyttöön osallistuvien henkilöiden omatoimisia arviointeja toiminnan kehittämiseksi. Seuraavassa esitetään joitakin esimerkkejä itsearvioinnin kohteista ja toimeenpanosta.

Lannerankakuvien itsearviointi

Itsearviointi aloitettiin valitsemalla kriteerit EU:n ohjeistosta ja suomentamalla kriteeritaulukko. Tämän jälkeen käytiin pienissä ryhmissä yhdessä radiologin johdolla läpi kriteerit sekä mitä ne tarkoittavat käytännössä röntgenkuvassa. Jokainen röntgenhoitaja teki sitten yhden lannerankaröntgenkuvauksen siten, että kuvauksen yhteydessä täytti taulukon ja radiologi kävi vielä kuvaajien kanssa läpi erikseen röntgenkuvan ja siitä tehdyn itsearvion.

Varsinainen itsearviointi tehtiin siten, että poimittiin 25 ls-rangan röntgenkuvaa, jotka oli kuvattu ennen harjoittelukierrosta ja ao. kuvaukset tehneet hoitajat arvioivat ne. Toinen erä poimittiin kuvauksista, jotka oli tehty harjoittelukierroksen jälkeen. Tällöin arvioon tuli 24 kuvausta. Jo harjoittelukierroksen yhteydessä, kun valotauluilla oli samaan aikaan runsaasti vertailtavia kuvia, havaittiin kuvanlukija lukuohjelmassa virhe, jonka vuoksi kuvissa oli liikaa kontrastia ja ne pyrkivät olemaan liian vaaleita sekä kuvan ala- että yläosassa. Ohjelman korjaus jo paransi selvästi kuvien laatua.

Tuloksia lannerankakuvien itsearvioinnista:

Ennen harjoittelukierrosta:

- AP-kuvat: liian leveä rajaus, 5 kpl; liian vaalea kuva, 3 kpl.
- Sivukuvat: kuvien keskitys ylä-ala-suunnassa epäonnistunut: 5 kpl, tällöin nikamavälit erottuvat huonosti.

Harjoittelukierroksen jälkeen:

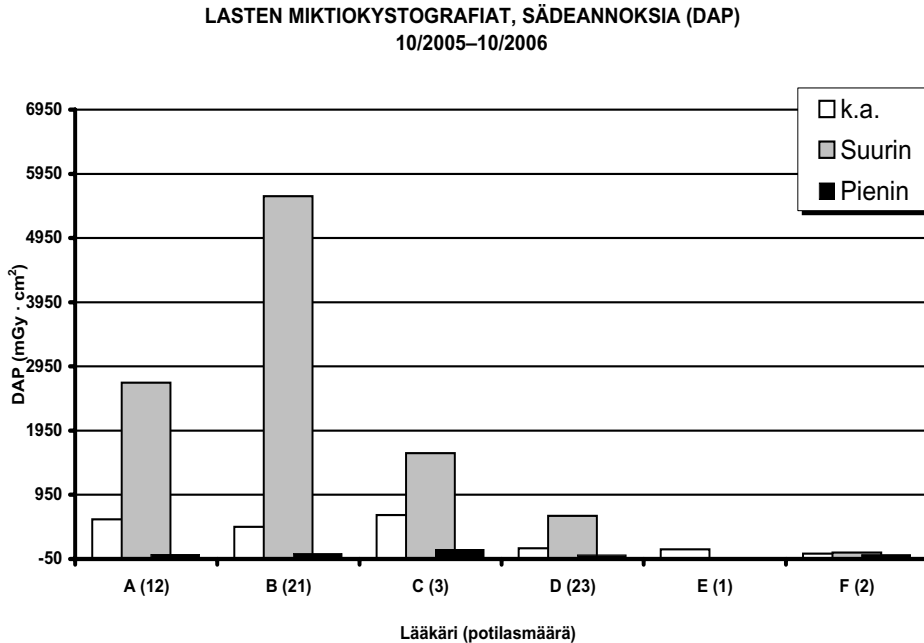
- Kuvakriteerien keskiarvot olivat hieman huonommat kuin ennen harjoittelukierrosta, mutta tämä johtui lähinnä huonoista suolen tyhjennyksistä.
- Kriteerien suhteen sekä AP- että sivuprojektiot olivat kaikki diagnostisesti hyväksyttäviä.
- Yleisissä vaatimuksissa ei ollut enää yhtään välttävää (aiemmin sekä AP- että sivuprojektioissa 2 kpl) eikä ei-hyväksyttyä (aiemmin AP-kuvissa 2 ja sivukuvissa 3 kpl).
- Puutteita oli edelleen jonkun verran rajauksissa ja etenkin sivukuvan oikeassa keskityksessä.

Koulutuksen, harjoittelun ja itsearvioinnin tuloksena, pienen otoksen perusteella, kuvan laatu lannerankaröntgenkuvauksissa näytti selvästi parantuneen. Mielenkiintoista olisi selvittää, onko vaikutus kuvan laatuun pysynyt. Jatkossa samankaltaisia arvioita pyritään tekemään erityisesti kuvauksista, joiden laadussa todetaan ongelmia.

Muut itsearvioinnit

Radiologin tekemien läpivalaisututkimusten suhteen on selvitetty säteilyannosten (DAP-arvojen) ja läpivalaisuaikojen vaihtelua. Tutkimusten suorittajan vaikutusta on joskus vaikea arvioida, koska ne voivat olla erikoistuvia lääkäreitä, jotka eivät ole yleensä seuraavassa arvioinnissa enää mukana. On kuitenkin ajateltu, että arvioiden tekemisellä olisi koulutuksellinen vaikutus ja se nostaisi tietoisuutta säteilyannoksista.

Esimerkki lasten miktiokystografiatutkimusten DAP-säteilyannoksista eri radiologien välillä:



Kun tutkimuksen vertailutaso (alle 1-vuotiaat lapset: 300 mGy · cm², 1–5-vuotiaat lapset: 900 mGy · cm²) on ylittynyt, selvitetään ylityksen syy ja optimoidaan kuvauskäytäntöä tarpeen vaatiessa. Yleensä ylityksissä on ollut kyse kirjausvirheistä.

Diagnostisen osuvuuden arviointi

Eri tutkimuksista kannattaa ottaa pieniä otoksia ja arvioida myöhemmin sairauskertomuksista näiden diagnoosien osuvuutta, esimerkiksi näytevas- tausten tai leikkauskertomusten perusteella. Tämä ei välttämättä vie paljoa aikaa, kun aloittaa hyvin pienistä määristä ja kehittää siitä säännöllisen järjes- telmän. Näin voi saada käsityksen oman osaamisen tasosta ja huomata, missä tarvitsee jatkokoulutusta. Kun jo potilaan tutkimusten alkuvaiheessa päästään oikeaan diagnoosiin, tätä kautta voidaan välttää turhia jatkotutkimuksia.

Johtopäätökset

Menetelmien kehittyessä työn vaativuus radiologisilla osastoilla kasvaa jatku-

vasti. Ajan tasalla pysyminen vaatii aktiivisuutta ja hyvää median lukutaitoa sekä esteetöntä pääsyä internetiin. Myös osastolla olevan kirjallisuuden tulee olla ajan tasalla ja hyvin saatavilla. Koulutuksiin tulee päästä riittävästi ja koulutusmäärärahoja tulee myös olla tarpeeksi.

Kirjallisuutta

1. Bossuyt PM et al. Towards complete and accurate reporting of studies of diagnostic accuracy: The STARD initiative. *Radiology* 2003; 226: 24–28.
2. DIMOND III Final report. Image quality and dose management in digital projection radiography. www.dimond3.org
3. Dixon AK. The evidence base for diagnostic radiology. *Eur. Radiol.* 2000; 10 (Suppl. 3): 347–348.
4. Euroopan komissio. Kuvantamistutkimuksia koskevat lähettämissuositukset. Säteilysuojelu 118. Luxemburg: Euroopan yhteisöjen virallisten julkaisujen toimisto; 2001.
5. The Evidence-Based Radiology Working Group: Evidence-based radiology: A new approach to the practice of radiology. ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118_fi.pdf
6. Lasten röntgentutkimusohjeisto. STUK tiedottaa 1/2005. Helsinki: Säteilyturvakeskus; 2005.
http://www.stuk.fi/julkaisut/katsaukset/pdf/lasten_rontgentutkimusohjeisto.pdf
7. Soimakallio S, Vanninen R. Measuring the outcomes and costs. *Eur. Radiol.* 1998; 8: 497–499.
8. Sunshine JH, Applegate KE. Technology assessment for Radiologists. *Radiology* 2004; 230:309–314.
9. Weinstein S, Obuchowski NA, Lieber ML. Clinical evaluation of diagnostic tests. *AJR* 2005;184:14–19.
10. www.ahrq.gov/clinic/epcindex.htm#methodology
11. www.cochrane.org
12. www.finohta.stakes.fi
13. www.icrp.org
14. www.sbu.se

RÖNTGENTUTKIMUSTEN LAADUNVALVONTA

Käyttäjien suorittamat laadunvalvontatestit

Pia Muotio

Vaasan keskussairaala

Säteilyturvakeskuksessa valmisteilla oleva terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas tulee käsittelemään kaikkien erityyppisten terveydenhuollon röntgentutkimuksissa käytettävien röntgenlaitteiden laadunvalvontaa. Laadunvalvonta ryhmitellään oppaan taulukoissa pääosin käyttäjien tekemiin testeihin (suorittajana yleensä röntgenhoitaja) ja teknisiin testeihin (suorittajana yleensä tekninen henkilökunta). Oppaan ensisijaisena tarkoituksena on toimia apuna laitekohtaisten laadunvalvontaohjelmien laadinnassa. Opas antaa laadunvalvonnasta vastaaville tietoa laadunvalvonnan periaatteista ja menetelmistä, ja laitteiden käyttäjille ja testien suorittajille tietoa testeistä, niiden tarkoituksesta ja suoritustavoista. Laitevalmistajan antamat ohjeet ja suositukset on otettava huomioon laadunvalvontaohjelmaa laadittaessa. Laitevalmistajan edellyttämät testit ja testivälit voivat poiketa oppaassa esitetyistä testeistä.

Oppaassa laadunvalvonnan kohteet on jaettu seitsemään eri ryhmään:

1. Röntgenputket ja generaattorit
2. Filmi-vahvistuslevyjärjestelmä
3. Läpivalaisulaitteet
4. Tietokonetomografialaitteet
5. Kuvalevyt ja lukijat
6. Litteät kuvareseptorit (suoradigitaalitekniikka)
7. Kuvamonitorit, katseluolosuhteet, kuvansiirto ja kuvan tallennus.

Käyttäjien tekemät laadunvalvontatestit

1. Röntgenputkien-ja generaattoreiden laadunvalvontatestit

Testit suorittaa yleensä tekninen henkilökunta.

2. Filmi-vahvistuslevyjärjestelmän laadunvalvontatestit

Käytöstä poistetussa ohjeessa ST 3.5 esitettyjä periaatteita ja menetelmiä voidaan pääosin edelleen soveltaa.

3. Lämpivalaisulaitteiden laadunvalvontatestit

Testien tarkoituksena on järjestelmän perusasetusten ja kuvanlaadun nopea tarkistaminen testikappaleen avulla.

4. Tietokonetomografialaitteet

Päivittäin TT-laitteen toiminnan tarkistus ja detektorien kalibrointi, tarkoituksena röntgenputken lämmitys ja toiminnan tarkistus laitekohtaisten spesifikaatioiden ja käyttökoulutuksessa annettujen ohjeiden mukaan. Viikottain TT-lukujen ja kohinan vakioisuuden tarkistaminen.

5. Kuvalevyt ja kuvalevylukijat

Testi nro 1: Kuvalevyjen ja kasettien kunto

Tarkoituksena on kuvalevyjen ja kasettien kunnon varmistaminen.

Kommentteja: Likainen kuvalevy voi aiheuttaa artefakteja kuvaan. Jos kuvalevyn puhdistus ei poista artefakteja kuvasta, poistetaan kuvalevy käytöstä.

Toimenpiteet: Kuvalevyn eheys ja puhtaus ja kasettien kunto tarkastetaan silmämääräisesti. Likaiset kuvalevyt puhdistetaan valmistajan ohjeen mukaisesti. Suoritusväli enintään 1 kk tai tarvittaessa.

Korjausraja: Kuvalevyn ja kasetin tulee olla ehyt ja puhdas.

Testi nro 2: Annosindikaattori

Tarkoituksena on, kuvalevyn säteilyannoksen ja annosindikaattorin (esim. EI-arvo, S-arvo, tai Lgm-arvo) välisen suhteen vakioisuuden seuranta.

Kommentteja: Kuvalevyjen nopeuden (herkkyyden) muutos vaikuttaa potilaan säteilyannokseen. Samaan suhteelliseen herkkyydsuokkaan kuuluvien kuvalevyjen tulee olla keskenään samanlaisia. Kuvalevyn herkkyys saattaa muuttua ajan myötä.

Toimenpiteet: Säteilystetään kasetti ja kuvalevy, jonka avulla annosindikaattori on kalibroitu. Asetetaan kasetti metrin etäisyydelle röntgenputken fokuksesta keskelle säteilykeilaa. Koko kasetin on oltava säteilykentässä. Röntgenputken jännite, sähkömäärä (mAs-arvo) ja suodatus asetetaan valmistajan ohjeen mukaisesti. Kuvalevy luetaan käyttäen valmistajan antamia asetusarvoja ja valmistajan suosittelemaa kohdeohjelmaa. Annosindikaattorin arvoa verrataan samoissa olosuhteissa määritettyyn vertailuarvoon.

Työasemalta tai filmitulosteelta arvioidaan samalla mahdollisia artefakteja. Kaikki kuvalevyt olisi hyvä testata vähintään kerran vuodessa.

Korjausraja: Järjestelmäkohtainen poikkeama vertailuarvosta.

Testi nro 3: Kuvavirheet

Tarkoituksena on kuvavirheiden visuaalinen tarkistaminen.

Toimenpiteet: Kasetti asetetaan säteilykeilan keskelle niin suurelle etäisyydelle röntgenputken fokuksesta kuin mahdollista. Kasetti säteilytetään ja luetaan kuten testissä 2. Jos kuvassa havaitaan artefakteja, testi on syytä toistaa muilla kuvalevyillä.

Korjausraja: Kuvissa ei saa näkyä ilmeisiä artefakteja.

Testi nro 4: Kuvan laadun pikatarkistus

Tarkoituksena on kuvan laadun (kontrasti, terävyys, kohina) pikatarkistus testikappaleen avulla.

Kommentteja: Testin yksityiskohtaiset suoritusohjeet ja korjausraja riippuvat käytetyn testikappaleen tyypistä. On tärkeää, että testikappale kuvataan täsmälleen samalla tavalla kullakin testikerralla.

Toimenpiteet: *Pienkontrastisten yksityiskohtien* havaittavuutta testattaessa säteilykeilan suodatuksesksi asetetaan esim. 1 mmCu, ellei itse testikappaleeseen kuulu potilasta simuloivaa fantomia. Testikappale asetetaan kuvauspöydälle 1–1,5 metrin etäisyydelle röntgenputken fokuksesta. Säteilykeila säädetään siten, että koko kasetti on säteilykeilassa. Kasetti säteilytetään esim. 70 kV:n putkijännitteellä käyttäen manuaalisesti asetettua sähkömäärää (mAs). Kasetti luetaan käyttäen valmistajan antamia asetuksia ja kuvaa verrataan vertailukuvaan. Kirjataan muistiin myös annosindikaattorin arvo.

Paikkaerotuskykyä testataan yleensä suodattamattomalla säteilyllä (eli ilman em. kuparisuodatinta) käyttäen esim. 50 kV putkijännitettä ja sähkömäärää noin 2 mAs. Testikappale asetetaan kasetille noin yhden metrin etäisyydellä röntgenputken fokuksesta. Testi tulisi ideaalisesti tehdä käyttäen useita erikokoisia kasetteja. Säteilykeila säädetään siten, että koko kasetti on säteilykeilassa. Kasetti luetaan käyttäen valmistajan antamia asetuksia ja kuvaa verrataan vertailukuvaan. Kirjataan muistiin myös annosindikaattorin arvo.

Korjausraja: Kuvan laatu ei saa olla vertailukuvaa oleellisesti huonompi. Tarkempi korjausrajan määrittely riippuu testikappaleesta.

6. Liitteiden kuvareseptoreiden (suoradigilaitteiden) laadunvalvontatellit

Liitteille kuvareseptoreille tehdään samat testit (2–4) kuin edellä kuvalevyille. Laitteen mukana tulee usein oma fantomi, jolla tarkastetaan esim. kirkkautta, huonojen pikseleiden määrää, erotuskykyä ym.

7. Kuvamonitorien laadunvalvontatestit mukaan lukien katseluolosuhteet

Kuvamonitorit jaetaan kahteen ryhmään:

1. Primaariset eli diagnostiset monitorit, joiden avulla radiologi antaa kuvasta lausunnon.
2. Sekundaariset monitorit eli klinikkojen käytössä olevat, josta kuvia katsellaan esim. sairauskertomuksen yhteydessä. Myös kuvajärjestelmien käyttöliittymän monitorit kuuluvat sekundaarisiin monitoreihin.

Käyttäjien testi:

Visuaalinen yleisarviointi. Tarkoituksena on järjestelmän yleiskunnon pika-tarkistus testikuvan avulla (mm.epätasaisuudet ja artefaktat, geometriset vääristymät, heijastukset, kontrastien erottuvuus). Testaus suoritetaan tarkastelemalla sopivia testikuvia, esimerkiksi SMPTE-testikuvaa tai sitä monipuolisempia AAPM:n raportissa esitettyjä testikuvia (ks. AAPM ONLINE REPORT NO. 03,2005; www.aapm.org/pubs/reports/).

Ammatillisen säteilyaltistuksen terveysvaikutukset

Anssi Auvinen
Säteilyturvakeskus

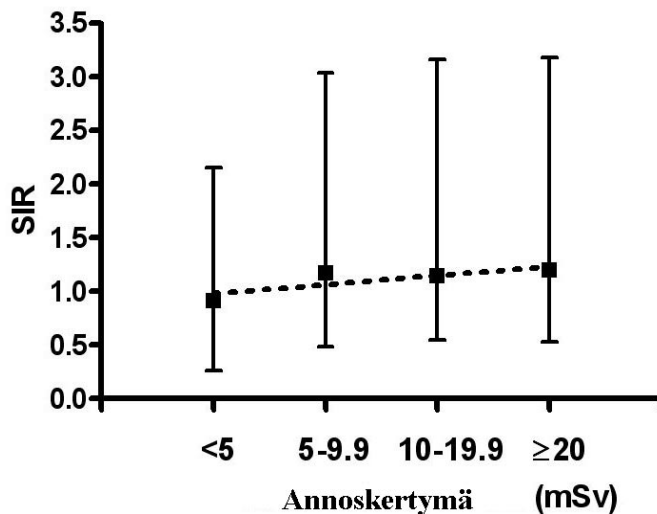
Pienten, toistuvien sädeannoksien terveysvaikutukset ovat keskeinen kysymys sekä kansanterveydellisen merkityksen että tieteellisen mielenkiinnon perusteella. Väestön sädeannoksesta valtaosa koostuu pienistä annoksista, jotka saadaan pääosin luonnollisen säteilyn että säteilyn lääketieteellisen käytön kautta. Suurten säteilyannosten aiheuttama syöpävaara tunnetaan varsin hyvin. Sen sijaan pienten annosten merkitys on edelleen epäselvä, joskin lineaarinen riskimalli vaikuttaa perustellulta. Säteilyn mahdollinen vaikutus muiden sairauksien vaaraan on tällä hetkellä aktiivisen tutkimuksen aiheena. Sydän- ja verisuonitautien vaaran suurenemisesta sädehoitoa saaneilla potilailla on saatu viitteitä useissa tutkimuksissa (McGale & Darby 2005). Silmän linssin samentumia on pidetty säteilyn deterministisenä vaikutuksena ja niiden on ajateltu syntyvän vain suurilla annoksilla. Säteily aiheuttaa muutoksia erityisesti takalaatikon alueelle (ns. posteriorinen subkapsulaarinen samentuma). Viime aikoina on kuitenkin saatu viitteitä siitä, että jo pienetkin säteilyannokset saattavat lisätä samentumia. Samentumilla on kuvattu yhteys tietokonetomografioihin, Tshernobylin laskeumaan, sekä muuhun ympäristöperäiseen säteilyaltistukseen (Klein ym. 1993, Day ym. 1995, Hall ym. 1999, Chen ym. 2001), myös ammatilliseen altistumiseen lentäjillä (Rafnsson ym. 2003, Jacobson 2005).

Suomessa on hiljattain tehty seurantalutkimus ammatissaan säteilylle altistuneista lääkäreistä (Jartti ym. 2006). Annosseurannassa olevilla lääkäreillä ei havaittu suurentunutta syöpävaaraa. Tutkimuksen aineisto kattoi noin 1 000 STUKin annosrekisteristä identifioitua suomalaista lääkäriä. Vertailuryhmä muodostettiin muista lääkäreistä (15 281 lääkäriä, jotka eivät olleet annosseurannassa). Säteilyannokset olivat varsin pieniä, keskimäärin 12,7 mSv, ja 50 mSv:n annoskertymän ylitti 6 % tutkitusta ryhmästä. Kirjatut annokset ovat tosin huomattavasti (noin tekijällä 10) todellisia annoksia suurempia, sillä annosmittaria käytetään suojavaatteiden päällä. Keskimäärin 11 vuoden seurannan aikana annosseurannassa olleilla lääkäreillä todettiin 41 syöpätapausta, mikä vastasi muun väestön lukuja. Rintasyöpä oli annosseurannassa olleilla lääkäreillä muuhun väestöön ja muihin lääkäreihin nähden noin kaksi kertaa yleisempi (12 tapausta havaittu, 5 odotettu). Kilpirauhassyöpiä ja leukemioita havaittiin vain kaksi kumpaakin, mikä ei poikennut odotusarvoista. Syöpäilmaantuvuus ei korreloinut saadun säteilyannoksen kanssa (suhteel-

linen lisäriski 9 % /10 mSv, 95 % luottamusväli -20, +40 %, Kuva). Tulokset ovat yhtäpitäviä suuren kansainvälisen ydintyöntekijätutkimuksen kanssa, jossa 400 000:n säteilylle altistuneen työntekijän joukossa syöpävaara kaksinkertaistui 1 Sv:n annosta kohti.

Vastaava tutkimus on käynnistymässä myös röntgenhoitajien osalta. Hoitohenkilökuntaa on annosseurannassa enemmän kuin lääkäreitä (noin 6 000), mutta heidän saamansa säteilyannokset ovat lääkäreitä pienempiä.

Säteilyn vaikutusta linssin samentumien kehittymiseen selvitetään yhteistyössä HUS silmätautien klinikan kanssa. Ensimmäisessä vaiheessa noin 100:lle säteilylle altistuneelle lääkärille tehdään oftalmologinen tutkimus, jossa linssin samentumat arvioidaan EAS-kuvauksen avulla. Kyselyn avulla kerätään tietoja muista samentumiin vaikuttavista tekijöistä. Tutkimus on tarkoitus toteuttaa kevään 2007 aikana Työsuojelurahaston tuella. Mikäli siinä saadaan viitteitä linssin samentumien odotettua suuremmasta yleisyydestä, tutkimusta laajennetaan isompaan joukkoon. Lisäksi selvitetään kaihileikkausten määriä Stakesin ylläpitämän sairaaloiden hoitoilmoitusrekisterin tietojen perusteella.



Kuva. Syövän vakioitu ilmaantuvuussuhde (SIR) annoskertymän mukaan säteilylle altistuneilla suomalaisilla lääkäreillä (Jartti ym. 2006).

Viitteet

Cardis E, Vrijheid M, Blettner M ym. Risk of cancer after low doses of ionising radiation: retrospective cohort study in 15 countries. *Br Med J* 2005; 331:77.

Chen WL, Hwang JS, Hu TH ym. Lenticular opacities in populations exposed to chronic low-dose-rate gamma radiation from radiocontaminated buildings in Taiwan. *Radiat Res* 2001; 156: 71–77.

Day R, Gorin MB, Eller AW. Prevalence of lens changes in Ukrainian children residing around Chernobyl. *Health Phys* 1995; 68: 632–642.

Hall P, Granath F, Lundell M ym. Lenticular opacities in individuals exposed to ionizing radiation in infancy. *Radiat Res* 1999; 152: 190–195.

Jacobson BS. Cataracts in retired actinide-exposed radiation workers. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 113: 123–125.

Jartti P, Pukkala E, Uitti J, Auvinen A. Cancer incidence among physicians occupationally exposed to ionizing radiation in Finland. *Scand J Work Environ Health* 2006; 32: 368–373.

Klein BE, Klein R, Linton KL, Franke T. Diagnostic x-ray exposure and lens opacities: the Beaver Dam Eye Study. *Am J Public Health* 1993; 83: 588–590.

McGale P, Darby SC. Low doses of ionizing radiation and circulatory diseases: a systematic review of the published epidemiological evidence. *Radiat Res* 2005; 163: 247–257.

Rafnsson V, Olafdottir E, Hrafnkelsson J ym. Cosmic radiation increases the risk of nuclear cataract in airline pilots: A population-based case-control Sstudy. *Arch Ophtalmol* 2003; 123: 1102–1005.

Henkilökunnan efektiiviset annokset toimenpideradiologiassa: kuinka dosimetrin lukema tulisi tulkita?

Teemu Siiskonen
Säteilyturvakeskus

Johdanto

Toimenpideradiologit joutuvat työskentelemään lähellä röntgensäteilykeilaa, paikassa, jossa potilaasta siroonnut säteily on intensiivistä. Radiologien efektiiviset annokset voivat olla suhteellisen suuria ja tarvitaan luotettavia menetelmiä, joilla altistusta arvioidaan. Laajalti käytössä olevat menetelmät radiologin efektiivisen annoksen arviointiin perustuvat laskelmiin, joissa dosimetrin lukema muutetaan efektiiviseksi annokseksi erilaisia konservatiivisia muunnoskertoimia käyttäen. Tällaisten menetelmien luotettavuutta on monesti vaikea arvioida, sillä olosuhteet, joissa muunnoskertoimet on määritetty, saattavat poiketa merkittävästi todellisesta altistustilanteesta: tyypillisesti muunnoskertoimet määritetään laboratorio-olosuhteissa, joissa esim. säteilykentän energiaspektri ja kulmajakauma ovat hyvin tiedossa. Ero todelliseen altistustilanteeseen voidaan huomioida erilaisilla (suuntaa-antavilla) korjauskertoimilla.

Tässä työssä on tarkasteltu dosimetrin lukeman, henkilökohtaisen annoskvivalentin (nk. syväannos, $H_p(10)$) ja efektiivisen annoksen suhdetta todenmukaisissa altistusolosuhteissa. Koska henkilökunnan efektiivisen annoksen suorat mittaukset ovat käytännössä mahdottomia, annossuureet on arvioitu Monte Carlo -simuloinneilla. Simulointien etuna on säteilykentän ja annossuureiden johdonmukainen käsittely, jolloin tarvetta erillisiin korjauskertoimiin ei ole.

Laskennan tuloksia voidaan käyttää sekä annosvalvonnan tarkoituksiin sekä suojainten tehokkuuden arviointiin. Edellä mainittuun tarkoitukseen käytökelpoisin suure on dosimetrin lukeman suhde radiologin efektiiviseen annokseen. Jälkimmäisessä tapauksessa kiinnostava suure on efektiivisten annosten suhde ilman suojaimia ja suojaimia käytettäessä. Molemmissa tapauksissa annossuureiden suhde saattaa riippua voimakkaastikin altistusolosuhteista. Myös tätä riippuvuutta on tarkasteltu tässä työssä.

Annossuureiden laskenta

Monte Carlo -menetelmässä kutakin fotonia seurataan törmäys törmäykseltä

sen kulkiessa läpi tarkasteltavan geometrian. Fotonin väliaineeseen luovutettava energia lasketaan kussakin vuorovaikutuspisteessä. Seuraaminen lopeutetaan, kun fotoni joko absorboituu tai poistuu tarkasteltavasta geometriasta. Tässä työssä absorboitunutta annosta on arvioitu kermalla, ts. varattuja sekundaarihiukkasia (elektroneja) ei seurata, vaan niiden liike-energia absorboituu syntypisteeseen.

Laskennassa käytetyt matemaattiset ihmismallit (sekä potilas että radiologi) pohjautuvat MIRD-komitean kehittämään geometriseen malliin. Potilas-malli asetettiin makaamaan radiologin vyötärön korkeudelle. Sydämen alueen toimenpiteitä mallinnettaessa radiologi seisoi potilaan vyötärön kohdalla kohtisuoran etäisyyden ollessa 10 cm. Pään alueen toimenpiteissä radiologi seisoi 20 cm lähempänä potilaan päätä. Lyijyesiliina ja mahdollinen kilpirauhassuoja kuvattiin 0,35 mm paksuna lyijykerroksena.

Radiologin malli varustettiin henkilökohtaisella dosimetrillä, jota kuvasi rinnan korkeudelle (lyijyesiliinan päälle) kiinnitetty halkaisijaltaan 2 cm:n kudospallo. Dosimetrin lukema määritettiin absorboituneena annoksena (kermana) tämän pallon keskipisteessä. Radiologin syväannos määritettiin rinnan pehmytkudoksessa dosimetrin alla olevassa pisteessä. Syväannosta voidaan käyttää mahdollisen suojaesiliinan alla olevan dosimetrin lukeman arviointiin. Efektiivinen annos laskettiin elinten ja kudosten keskimääräisistä absorboituneista annoksista asianmukaisia painokertoimia käyttäen. Simulaatioissa tarkasteltiin kuutta projektiota sydämen alueen tutkimuksissa ja kahta projektiota pään alueen tutkimuksissa. Tämän lisäksi tutkittiin mm. kenttäkoon, putkijännitteen, säteilykeilan suodatuksen, lyijyesiliinan paksuuden sekä radiologin paikan vaikutusta annossuureisiin.

Tulokset ja johtopäätökset

Henkilökohtaisten suojausten tehokkuutta voidaan arvioida vertaamalla efektiivistä annosta ilman suojaimia annokseen suojaimia käytettäessä: tässä työssä 0,35 mm paksu lyijyesiliina ja kilpirauhassuoja pienensivät radiologin efektiivistä annosta keskimäärin tekijällä 27. Mikäli käytössä on pelkkä lyijyesiliina, väheni annos tekijällä 15. Kilpirauhassuojan osuus radiologin annosvähennyksestä on siis merkittävä. Henkilökohtaiset suojaimet ovat tehokkaimmillaan silloin, kun potilaasta sironnut säteily on pienienenergistä. Tämä vastaa tilannetta, jossa käytössä on alhainen putkijännite tai projektiio, jossa säteilykeila kohdistuu potilaaseen radiologin puolelta. Huomattavaa kuitenkin on, että em. projektioissa radiologin efektiivinen annos on suurimmillaan suojainten tehokkuudesta huolimatta sillä potilaasta sironneen säteilyn intensiteetti on suurimmillaan.

Tulokset osoittavat, että dosimetrin lukeman ja efektiivisen annoksen suhde riippuu voimakkaasti kuvausprojektiosta ja röntgenputken jännitteestä sekä, luonnollisesti, käytetyistä henkilökohtaisista suojaamista. Tarkastelluissa altistustilanteissa suhde vaihteli välillä 44–258 (suhteen keskiarvo on 130) kun käytössä on 0,35 mm paksu lyijyesiliina sekä kilpirauhassuoja. Ilman kilpirauhassuojaa vaihteluväli oli 32–127 (keskiarvo on 69). Käytännössä dosimetrin lukema on keskiarvo ajanjaksolta, jonka kuluessa on käytetty useita eri kuvausparametreja. Täten muunnoskertoimen keskiarvo voi olla käyttökelpoinen suure vaikka tulosten vaihteluväli on suuri.

Tarkastelluissa tilanteissa radiologin syväannos, eli rinnassa pehmytkudoksessa mitattu henkilökohtainen annosekvivalentti, yliarvioi efektiivistä annosta silloin, kun suojaimet eivät ole käytössä. Kun suojaimet ovat käytössä syväannos yleensä aliarvioi efektiivistä annosta. Suurilla putkijännitteillä syväannos saattaa kuitenkin yliarvioida efektiivistä annosta, etenkin, jos kilpirauhassuoja on käytössä. Käytännössä suojaesiliinan alla pidettävän dosimetrin ongelmana on epäherkkyys: tavanomaisissa tilanteissa dosimetriin ei rekistroidy mitattavaa annosta.

Työn tulokset viittaavat siihen, että usein käytetty muunnoskerroin lyijyesiliinan päällä olevan dosimetrin lukemasta radiologin efektiiviseen annokseen, noin 1/30, yliarvioi efektiivistä annosta tarkastelluissa tapauksissa keskimäärin tekijällä 2 tai enemmän. Myös yleisesti käytössä olevat algoritmit efektiivisen annoksen arviointiin (kuten viitteen 2 algoritmit) tuottavat selvästi konservatiivisen arvion. Muunnoskerroin riippuu kuitenkin hyvin paljon altistusolosuhteista (esimerkiksi säteilylaadusta, projektiosta, henkilökohtaisista työtaidoista ja dosimetrin sijainnista), joten suurta tarkkuutta vaativissa tilanteissa on annosarvio tehtävä tapauskohtaisesti. Kilpirauhassuoja tarjosi merkittävän lisäsuojan kaikissa tarkastelluissa altistustilanteissa.

Kirjallisuutta

1. Siiskonen T, Tapiovaara M, Kosunen A, Lehtinen M, Vartiainen E. Monte Carlo simulations of occupational doses in interventional radiology. *British Journal of Radiology*, DOI 10.1259/bjr/26692771.
2. Algoritmeja efektiivisen annoksen laskentaan dosimetrin lukemasta on esitelty mm. seuraavassa julkaisussa: Schultz FW, Zoetelief J. Estimating effective dose for a cardiac catheterisation procedure with single or double personal dosimeters. *Radiation Protection Dosimetry* 2006; 118: 196–204.